

Aus der Orthopädischen Klinik  
der Justus Liebig-Universität Gießen  
Direktor: Professor H. Rettig

---

## **Mechanische Untersuchungen der Knochen- Zement-Verbindung am menschlichen Femur**

Habilitationsschrift  
zur Erlangung der *venia legendi*  
an der Medizinischen Fakultät  
der Justus Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von  
Otto Oest  
aus Witten an der Ruhr

1971  
—



Aus der Orthopädischen Klinik  
der Justus Liebig-Universität Gießen  
Direktor: Professor H. Rettig

---

## **Mechanische Untersuchungen der Knochen- Zement-Verbindung am menschlichen Femur**

**Habilitationsschrift**  
zur Erlangung der *venia legendi*  
an der Medizinischen Fakultät  
der Justus Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von  
**Otto Oest**  
aus Witten an der Ruhr



# INHALTSVERZEICHNIS

|     | Seite:                                                                                                                                                        |
|-----|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 1.0 | EINLEITUNG . . . . . 1                                                                                                                                        |
| 2.0 | DIE VERWENDUNG VON SELBSTHÄRTENDEN KUNST-<br>STOFFEN IN DER ORTHOPÄDISCHEN CHIRURGIE UNTER<br>MECHANISCHEN GESICHTSPUNKTEN BETRACHTET . . . 3                 |
| 3.0 | EINIGE PHYSIKALISCH-CHEMISCHE EIGENSCHAFTEN<br>DES SELBSTHÄRTENDEN KNOCHENZEMENTES PALACOS <sup>R</sup> 10                                                    |
| 4.0 | PRÜFUNG DER FESTIGKEITSEIGENSCHAFTEN . . . . . 15                                                                                                             |
| 4.1 | Rohdichte . . . . . 16                                                                                                                                        |
| 4.2 | Biegeversuch . . . . . 18                                                                                                                                     |
| 4.3 | Schlagbiegeversuch . . . . . 21                                                                                                                               |
| 4.4 | Druckversuch . . . . . 23                                                                                                                                     |
| 4.5 | Zugversuch . . . . . 26                                                                                                                                       |
| 4.6 | Härteprüfung durch Eindruckversuch . . . . . 29                                                                                                               |
| 4.7 | Elastizitätsmodul . . . . . 32                                                                                                                                |
| 5.0 | DIE ÜBERTRAGBARKEIT EINER IN DEN KNOCHENZEMENT<br>EINGELEITETEN KRAFT AUF DEN UMGEBENDEN<br>KNOCHEN<br>NACH DER THEORIE VON CHARNLEY . . . . . 37             |
| 5.1 | Diskussion . . . . . 42                                                                                                                                       |
| 6.0 | EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNGEN DER KRAFT-<br>ÜBERTRAGUNG VOM ZEMENT AUF DEN KNOCHEN AM<br>MENSCHLICHEN FEMUR . . . . . 45                                      |
| 7.0 | DIE AUFTRETENDEN KRÄFTE BEI DER KNOCHEN-<br>ZEMENT-VERBINDUNG UNTER BERÜCKSICHTIGUNG<br>DER GEOMETRISCHEN FORM UND OBERFLÄCHEN-<br>BESCHAFFENHEIT. . . . . 46 |

|      |                                                                                                                                                       |    |
|------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 7.1  | FALL 1<br>Zylinderform des Knochens<br>Innenfläche glatt<br>keine Haftung des Zementzylinders . . . . .                                               | 47 |
| 7.2  | FALL 2<br>Zylinderform des Knochens<br>Innenfläche angeraut<br>Haftung des Zementzylinders . . . . .                                                  | 49 |
| 7.3  | FALL 3<br>Konusform des Knochens<br>Innenfläche glatt<br>keine Haftung der Zementfüllung . . . . .                                                    | 50 |
| 7.4  | FALL 4<br>Zylinderform des Knochens als gekrümmte Röhre<br>Innenfläche glatt oder angeraut<br>mit oder ohne Haftung an der Wand. . . . .              | 56 |
| 7.5  | Die Aufweitung des Knochens durch eine Zementfüllung . .                                                                                              | 58 |
| 7.6  | Die Frage der Kraftübertragung . . . . .                                                                                                              | 68 |
| 8.0  | MÖGLICHKEITEN DER VERSUCHSANORDNUNG UNTER<br>BERÜCKSICHTIGUNG DER SPEZIELLEN FRAGESTELLUNG                                                            | 70 |
| 8.1  | Die Ermittlung der Haftung zwischen Knochenzement und<br>Knochen mittels Dehnungsmessung durch Dehnungs-<br>meßstreifen (indirekte Methode) . . . . . | 72 |
| 8.2  | Die Prüfung der Haftfestigkeit des Verbundes von Zement<br>und Knochen mittels Stauchungsmessung durch<br>Feinmeßuhren (indirekte Methode). . . . .   | 73 |
| 8.3  | Die Bestimmung der Haftfestigkeit zwischen Knochen-<br>zement und Knochen im Zugversuch (direkte Methode) * *                                         | 79 |
| 9.0  | UNTERSUCHUNGSMATERIAL . . . . .                                                                                                                       | 84 |
| 9.1  | Probenentnahmeplan . . . . .                                                                                                                          | 84 |
| 9.2  | Vorbereitung der Präparate . . . . .                                                                                                                  | 89 |
| 10.0 | BESPRECHUNG UND AUSWERTUNG DER VERSUCHE . .                                                                                                           | 95 |
| 10.1 | Dokumentation . . . . .                                                                                                                               | 96 |
| 10.2 | Statistische Auswertung . . . . .                                                                                                                     | 97 |

|                                                                      | Seite: |
|----------------------------------------------------------------------|--------|
| 11.0 DISKUSSION UND KLINISCHE ANWENDUNGSMÖGLICH-<br>KEITEN . . . . . | 106    |
| 12.0 ZUSAMMENFASSUNG. . . . .                                        | 115    |
| 13.0 DANKSAGUNG . . . . .                                            | 117    |
| 14.0 LITERATUR . . . . .                                             | 119    |
| ANHANG: Tabellen und Versuchsprotokolle                              |        |



Digitized by the Internet Archive  
in 2026

## 1.0 EINLEITUNG

Seit vielen Jahren werden Kunststoffe in der orthopädischen Chirurgie als Knochenersatz benutzt. In zahlreichen experimentellen und klinischen Arbeiten wurden vor allem die Verträglichkeit anhand der histologischen Untersuchung des umgebenden Gewebes sowie auch Reaktionen in entfernten Organen untersucht (BIRCHER, BLOCH, BUCHNER, CHARNLEY, COTTA, DEBRUNNER, DIMICOLI, FEISCHL, GRASSER, HATTEMER, HENRICHSEN, HERRMANN, HOFFMANN, HOPPE, HULLIGER, JANSEN, JENDRYSCHIK, JENNY, KIAER, KROGH-POULSEN, LEEMANN, MANDARINO, NIGST, RIETZ, ROGGAZ, SALVATORE, SCHENK, SCHREIBER, SCHULITZ, SEMLITSCH, STRUTHERS, THURNER, ULLMANN, WILLERT, ZOLLINGER u. a. ).

Über die physikalischen Eigenschaften des englischen Knochenzementes CMW-Bone Cement finden sich in der 1970 erschienenen Monographie von CHARNLEY verschiedene Angaben.

CHARNLEY hat vor allem die Vorteile des selbsthärtenden Knochenzementes hinsichtlich einer breitgestreuten Kräfteverteilung und stabileren Verankerung bei der Einbettung von Hüftgelenkendoprothesen aufgezeigt und durch genaue Messungen belegt.

Die Fixation der Endoprothesen ist jedoch nur ein Anwendungsgebiet für den Knochenzement. Ein weiteres und sehr wichtiges Gebiet ist der Knochenersatz bei osteoporotischen Frakturen und vor allem bei pathologischen Frakturen infolge von Tumormetastasen. Auch hier übernimmt der Zement keine reine "Füllfunktion", sondern die Weiterleitung statischer und dynamischer

Kräfte, die nach einer Osteosynthese unter funktioneller Belastung auf den betreffenden Skelettabschnitt wirken.

Bei der Durchsicht der Literatur finden sich nun in der Verwendungsart des Zementes recht unterschiedliche Angaben. Die Vorstellung der einzelnen Autoren über die mechanische Aufgabe des Zementes geht meist von ihrer klinischen Erfahrung aus und so werden besonders bei der kombinierten Anwendung mit Metall verschiedene Vorschläge gemacht. Es lag daher nahe, anhand einiger Versuche zunächst die Festigkeitseigenschaften eines Knochenzementes zu prüfen. Das Problem der Kraftübertragung vom Zement auf den Knochen und umgekehrt soll Gegenstand der weiteren Untersuchungen sein. In diesem Zusammenhang interessiert immer wieder die Frage, ob es günstiger ist bei einer Zementfüllung des Röhrenknochens die Spongiosa stehen zu lassen oder nicht. So wurde bis heute noch keine größere experimentelle Untersuchung darüber durchgeführt, welche Kräfte die Knochen-Zement-Verbindung im Röhrenknochen bei unterschiedlicher innerer Form und Oberfläche gegenüber Scherbeanspruchung aufnehmen kann. In der vorliegenden Arbeit wurde der Versuch unternommen, anhand von über 200 Einzelexperimenten diese Frage zu beantworten und daraus gewisse Richtlinien für den praktisch-operativen Gebrauch abzuleiten. Bei den Versuchen kam das deutsche Präparat "Palacos<sup>R</sup>" der Firma Kulzer & Co., Bad Homburg, zur Anwendung. Die Experimente wurden an frisch der Leiche entnommenen und während einiger Wochen tiefgeköhlten menschlichen Femurknochen durchgeführt.

## 2.0 DIE VERWENDUNG VON SELBSTHÄRTENDEN KUNSTSTOFFEN IN DER ORTHOPÄDISCHEN CHIRURGIE UNTER MECHANISCHEN GESICHTSPUNKTEN BETRACHTET

Im Jahre 1931 berichtete HEDRI auf der 55. Tagung der deutschen Gesellschaft für Chirurgie über ein neues Prinzip der Osteosynthese:

Er hatte während eineinhalb Jahren in Budapest 64 Frakturen und Pseudarthrosen mit einem als "Ossocol" bezeichneten sterilen Leim behandelt. Dieser wurde sowohl in konzentrierter Form anlässlich der operativen Freilegung direkt auf die Fraktur aufgetragen als auch in dünnflüssiger Form eingespritzt. Bei Frakturen, wo man mit dem Ausbleiben der Konsolidierung des Bruches schon im Voraus rechnen muß (Schenkelhalsbrüche) injizierte HEDRI mit einer speziell konstruierten Spritze 5 - 20 ccm des sterilen Leims in und rings um die Bruchenden. Trotz starker lokaler und allgemeiner Reaktionen (Schüttelfrost und hohes Fieber) werden günstige Ergebnisse und insbesondere eine Beschleunigung der Knochenneubildung berichtet.

Dieses heute sicherlich als historische Kuriosität zu betrachtende Verfahren gibt immerhin die große Wunschvorstellung wieder, die allen Kunststoffanwendungen in der Knochenchirurgie zugrunde lag, nämlich zwei getrennte Knochen-Enden in einem Eingriff dauerhaft und mit dem Erfolg sofortiger Belastungsstabilität wieder zu verbinden, ohne die Notwendigkeit noch eine weitere Operation durchführen zu müssen. Die eigentliche Problematik, die hiermit verbunden ist, geht jedoch aus der kurzen Mitteilung von HEDRI nicht hervor. Erst später erschienene Arbeiten geben wesentlich

genauere Auskünfte über das verwendete Material, die Applikationsform sowie Früh- und Spätresultate.

Wenn man die Verwendung von Kunststoffen in der orthopädischen Chirurgie unter mechanischen Gesichtspunkten betrachtet, so ergeben sich hierbei zwei Aspekte, die gebührende Berücksichtigung finden müssen:

1. Die mechanischen Eigenschaften des verwendeten Kunststoffes selbst und
2. die Anwendungsweise.

Im Bereiche der Technik ist es selbstverständlich, vor der Auswahl eines Werkstoffes zunächst die Anforderungen zu definieren, die an denselben gestellt werden müssen. Eine falsche Auswahl des Werkstoffes und unzuweckmäßige Proportionen können sowohl zu einem Versagen der erwarteten Leistung als auch zu einer Überproportionierung führen. In diesen Rahmen gehört vor allem die Überlegung, welcher Art die zu erwartende Beanspruchung sein wird, das heißt, ob es sich in erster Linie um eine Druck-, Zug-, Biege- oder Scherbeanspruchung handelt. Außerdem sind die chemischen Einflüsse der Umgebung, physikalische Einflüsse durch Temperatur und die zu erwartende Lebensdauer zu berücksichtigen. Auch eine rationelle Applikationsweise, die nicht zu aufwendig sein darf, ist dabei selbstverständlich.

Folgende drei Kunststofftypen fanden bisher in der orthopädischen Chirurgie teils klinisch, teils experimentell, Verwendung:

1. Epoxidharze (BLOCH 1958, NIGST 1960/61/63, BIRCHER 1963, RIETZ 1964)

2. Polyurethane (MANDARINO, SALVATORE 1959, REDLER 1960, EHALT 1960, LEEMANN, JENNY 1961, JENDRYSCHIK 1962, BUCHNER und FEISCHL 1962)
3. Polymethylmethacrylate (KETTERL und KIERSE 1952, HERRMANN 1954, IDELBERGER 1954, DIENER, DÖRR und HERRMANN 1956, MÜLLER 1962, SCHEUBA 1963, GRASSER 1969).

Das in den meisten Arbeiten genannte Epoxidharz ist das Araldit der Firma Ciba in Basel, das hauptsächlich von NIGST, WAGENER, BIRCHER, ZUPPINGER und RIETZ verwendet wurde. Unter den Polyurethanen nimmt das Ostamer die wichtigste Stellung ein. Es wurde vor allem von MANDARINO und SALVATORE, REDLER, EHALT, LEEMANN, JENNY, JENDRYSCHIK sowie BUCHNER und FEISCHL darüber berichtet.

Die Polymethacrylate fanden zunächst in der Zahnheilkunde als Paladon<sup>R</sup> und erst später in der Knochenchirurgie als Palavit<sup>R</sup> beziehungsweise Palacos<sup>R</sup> (der Firma Kulzer, Bad Homburg) sowie in Form der englischen Präparate CMW-Bone Cement<sup>R</sup> und Surgical Simplex<sup>R</sup> Eingang in die operative Orthopädie.

Trotzdem die Epoxidharze eine relativ gute Haftung an anderen Werkstoffen besitzen und die Festigkeit durch Glasfaserverstärkung erhöht werden kann, traten immer wieder Schwierigkeiten bei der operativen Verwendung infolge der Umgebungsverhältnisse (Blut, Fett, Gewebsflüssigkeit) auf. Bei den Polyurethanen machte sich die sehr umständliche Verarbeitungsweise mit der Notwendigkeit einer äußeren Wärmezufuhr und den dazu erforderlichen technischen Installationen sowie der Gefahr einer bereits intraoperativen Gewebsschädigung hinderlich bemerkbar.

Erst die Polymethylmethacrylate öffneten von der Handhabung her breite Möglichkeiten einer praktischen operativen und auch experimentellen Anwendung. Diese sah man zunächst in allen Situationen, bei der ein durchtrennter Knochen zusammengefügt werden mußte, wie bei frischen und veralteten Frakturen (Pseudarthrosen), bei pathologischen Frakturen, nach Osteotomien, bei Arthrodesen sowie zur Durchführung von größeren Defektüberbrückungen (Knochenplastiken). Auch bei Versteifungsoperationen der Wirbelsäule und zur Fixation von Endoprothesen wurden Polymethylmethacrylate benutzt.

Das Problem einer biomechanisch richtigen Verwendungsart zieht sich wie ein roter Faden durch fast sämtliche Arbeiten und wurde erst kürzlich von CHARNLEY in seiner Monographie umfassend beantwortet. Als besondere Schwierigkeit erwies sich immer wieder die Grenzzone zwischen Kunststoff und Knochen, die einer Dauerbelastung nur unter ganz bestimmten Umständen gewachsen ist.

Folgende Applikationsarten sind grundsätzlich zu unterscheiden:

1. Reine Verleimung,
2. Schienung und Manschettenbildung,
3. zusätzliche Metallarmierung.

Besondere Anwendungsformen sind bei der Spondylodese, bei der Ausfüllung von Schädel- und Gesichtsdefekten sowie bei der Fixierung von Endoprothesen in Femurschaft und Becken gegeben.

Verleimungen wurden im Tierversuch am Rattenfemur von

LEEMANN und JENNY (1961) durchgeführt. In zwei Drittel der Fälle mußte eine Lockerung und Dislokation festgestellt werden. Auch BLOCH (1958) hatte den Versuch unternommen, im Tierexperiment ein Epoxidharz als Kleber zu benutzen. KETTERL und KIERSE (1952) prüften in einer experimentellen Arbeit die Haftintensität des Polymethylmethacrylates Palavit anhand der Verbindung eines plan-geschliffenen Molarzahnes und Schmiergelleinen, wobei sich in 25 Abreißversuchen ein Mittelwert der Haftfähigkeit von  $20,55 \text{ kg/cm}^2$  ergab. Schon sehr bald ging man jedoch dazu über, im Bereiche der Knochenchirurgie anstelle der reinen Verleimung eine kombinierte Schienung und Manschettenbildung durchzuführen. Zur Schienung wurden sowohl Kunststoffstäbe beziehungsweise Zylinder (NIGST, WAGENER, BIRCHER, ZUPPINGER) als auch Knochenspäne (MANDARINO, SALVATORE, LEEMANN und JENNY, JENDRY-SCHIK) und Metall (NIGST, MANDARINO, SALVATORE, REDLER, BUCHNER und FEISCHL) benutzt.

Über das Anlegen einer Kunststoffmanschette wurde von HERRMANN (operative Hülsmethode) auf klinischem sowie von BIRCHER, NIGST und RIETZ auf experimentellem Gebiet berichtet. Teilweise wurden die Manschetten, besonders bei dem Epoxidharz Araldit durch eine Glasfasereinlagerung oder eine Stahlschiene (BIRCHER, NIGST) verstärkt. Eine hohe Rate von Mißerfolgen zeigte jedoch immer wieder, daß dererlei Fixationsmethoden einer Biege- und Drehbeanspruchung nicht gewachsen waren. Meist kam es an der Grenze zwischen Kunststoff und Knochen zu vorzeitigen Lockerungen, sofern diese nicht sogar von Anfang an unbemerkt bestanden hatten. NIGST und Mitarb. hatten auch im Tierversuch die Biegefestigkeit der Araldit-Manschetten unter verschiedenen Bedingungen an der Kaninchen-Tibia überprüft.

Eine entscheidende Verbesserung war daher der Vorschlag von

M. E. MÜLLER zur Stabilisierung, Plattenverschraubung von außen und Kunststoff-Füllung der Markhöhle, miteinander zu kombinieren. Durch diese Fixierung konnten sich Biege- und Drehmomente nicht mehr direkt an der Knochen-Zement-Verbindung auswirken. Das gleiche Verfahren wurde später von SCHEUBA und anderen Autoren weiter verfolgt. Die kombinierte Anordnung zwischen Metall und Kunststoff in dieser Form gewährleistet eine den Materialeigenschaften der beiden Komponenten - Kunststoff und Metall - entsprechende Beanspruchung: Kunststoff wird nun nicht mehr auf Biegung und Torsion sondern weitgehend auf Druck beansprucht, während das Metall in der Zugzone liegt und gleichzeitig die Torsionsbeanspruchung übernimmt. Diese spezifische Anordnung ist bei der Applikation stets zu beachten. Man kann sie unter funktionellen Gesichtspunkten auch als Verbundosteosynthese (OEST) bezeichnen.

Die mechanische Beanspruchung des Kunststoffs bei der Spondylodese ist sicher nicht ganz leicht zu definieren. Es treten hier ebenfalls Biege- und Drehmomente auf. Sofern keine zusätzliche Fixation durch Drahtschlingen oder Plattenverschraubung (MÜLLER) durchgeführt wird, ist jedoch auch hier die Gefahr einer Lockerung an der Knochen-Zement-Grenze groß. 1954 wurde von IDELBERGER die Verwendung von Palavit für Fusionsoperationen der Wirbelsäule angegeben. Er durchbohrte die Dornfortsätze und führte ein etwa 3 cm langes Paladonstäbchen hindurch, das zusätzlich mit der flüssigen Plastikmasse umgeben wurde und auf diese Weise zu einer Verblockung zwischen den Dornfortsätzen führte. DUNANT (zitiert nach BIRCHER) überprüfte 1960 am Kaninchen die Möglichkeiten der Wirbelsäulenarthrodese mit Araldit und konnte nachweisen, daß sofort eine belastbare Versteifung von 3 bis 4 Wirbeln mit diesem Verfahren möglich ist. Auch REDLER berichtet 1960 von der klinischen Verwendung des Ostamers bei der Spondylodese ohne jedoch Einzelheiten zu erwähnen. PFEIFFER (1967) benutzte das Palacos

zur Verblockung bei tuberkulösen Wirbelsäulenerkrankungen: Er setzte zwischen die freigelegten Wirbelbögen der zu verbindenden Segmente eine massive Palacos-Plombe, die zusätzlich an quer in die Dornfortsätze gebohrten Kirschnerdrähten einen stabilen Halt fand.

Die Verwendung des Methylmethacrylats Palacos zur Deckung von Schädeldefekten und Wiederherstellungsoperationen im Kopfbereich bringt außer an den mechanisch beanspruchten Kieferpartien mehr verarbeitungstechnische und biologische als mechanische Probleme mit sich im Gegensatz zu den funktionell so stark beanspruchten Skelettabschnitten Wirbelsäule und untere Extremitäten (ARNAUDOW, GÖHRING, HEIDSIECK, HENNING, HOPPE, IMMENKAMP, KEIL, OTTO, PAPE, ROSENMEYER, SERFLING, SOLLMANN, THOMALSKE, UMBACH, UNGER, WORINGER, ZANDER).

Als letztes wäre die Fixation der Hüftgelenks-Endoprothesen zu erwähnen. Die Verwendung des Methylmethacrylats wurde in diesem Zusammenhang erstmals von HABOUSH empfohlen. Eine ausführliche Darstellung der Wirkungsweise des Knochenzementes bei der Fixation von Endoprothesen gab CHARNLEY in seinen zahlreichen Arbeiten sowie in seiner 1970 erschienenen Monographie. Mechanisch gesehen besteht das Problem im Übertragungsmodus der Kraft vom Zement auf den Knochen, wobei der Kunststoff in erster Linie durch Druck- und Scherkräfte beansprucht wird.

### 3.0 EINIGE PHYSIKALISCH-CHEMISCHE EIGENSCHAFTEN DES SELBSTHÄRTENDEN KNOCHENZEMENTES PALACOS

Palacos ist ein kaltpolymerisierender Kunststoff auf Methylmethacrylatbasis, der in der handelsüblichen Form aus Palacos-Pulver und Palacos-Flüssigkeit besteht. Das Pulver (Polymer) und die Flüssigkeit (Monomer) gelangen in genau vordosierten Mengen (40 g Palacos-Pulver, 20 cm<sup>3</sup> Flüssigkeit) steril zur Auslieferung.

Als Polymerisation bezeichnet man einen chemischen Reaktionstyp, bei dem sich eine große Zahl von Molekülen ungesättigter organischer Verbindungen (Monomere) zu Makromolekülen (Polymere) vereinigen. Die Monomeren werden durch Polymerisationserreger (Katalysatoren), die aus verschiedenen chemischen Verbindungen bestehen können, zur Polymerisation angeregt. Der Vorgang der Polymerisation ist eine Kettenreaktion, die von einer Induktionsperiode eingeleitet wird und bei der sich dann drei Elementar-Reaktionen überlagern, nämlich Startreaktion, Kettenfortpflanzung und Kettenabbruch.

Beim Palacos ist das pulverförmige Polymer bereits auspolymerisiert und enthält Katalysatoren. Dem Monomer wurden Stabilisatoren zugefügt. Beim Mischvorgang wird die Monomere enthaltende Palacos-Flüssigkeit unter Abgabe von Wärme auspolymerisiert (CHARNLEY, HUPFAUER, OHNSORGE, PETERS, BIEHL, HANSER). Die entsprechende Polymerisationswärme ist der Menge der monomeren Flüssigkeit direkt proportional. Sie beträgt für Methylmethacrylat nach RIDDLE 13 kcal/Mol Palacos-Monomer-Flüssigkeit. Die erreichte Temperatur hängt von der Dicke der Palacos-Substanz und dem Wärmeableitwert der Umgebung ab. Neueste Untersuchungen von PETERS, BIEHL und HANSER, die während der Operation mit Thermoelementen durchgeführt wur-

den, ergaben am lebenden Knochen infolge der besseren Wärmeableitung durch die Blutzirkulation wesentlich geringere Werte als am Leichenknochen (OHNSORGE und GÖBEL) gemessen werden konnten.

Eigene Wärmemessungen während des Polymerisationsprozesses bei Palacos wurden in unserer Klinik im Auftrage des Verfassers von BERG durchgeführt und zwar an einer freiliegenden Palacos-Kugel, die aus einer Originalpackung, das heißt der vollen Menge im regulären Mischungsverhältnis hergestellt worden war.

Die Messung erfolgte mit Eisenkonstatan-Thermoelementen (Durchmesser 1,5 mm) wobei die Meßströme einzeln nacheinander in 1,5 Sek. Abstand abgetastet, verstärkt und aufgeschrieben wurden. Die einzelnen Elemente lagen 5 mm (1. Element), 12,5 mm (2. Element) und 20 mm (3. Element) tief in der Palacos-Kugel (51 g Gewicht). Registrierung der Meßwerte mit einem 3-Punkttemperaturschreiber von Juchheim KG, Fulda. Das Gerät war mit einem Meßverstärker und einer Schreibeinrichtung für 300/900/1800 mm pro Stunde ausgerüstet. Die einzelnen gemessenen Werte gehen aus der nachstehend aufgezeichneten Kurve hervor, wobei insbesondere der langsame Temperaturabfall zu berücksichtigen ist. Die Messungen wurden bei Zimmertemperatur von  $20^{\circ} (\pm 2^{\circ})$  durchgeführt.

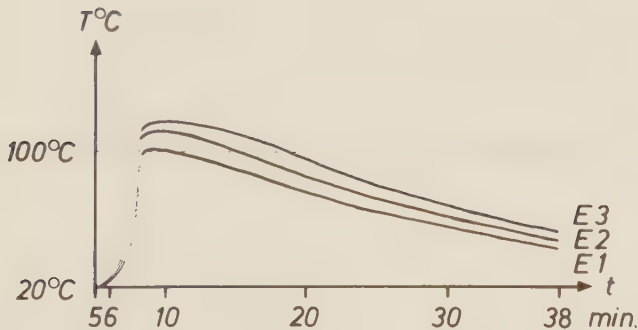


Abb. 1:  
Graphische Darstellung der Wärmeentwicklung, die mit 3 unterschiedlich tief liegenden Eisenkonstatan-Thermoelementen an einer freiliegenden Palacos-Kugel gemessen wurde.  
E 1 = 5 mm  
E 2 = 12,5 mm  
E 3 = 20 mm tief

Die Geschwindigkeit des Polymerisationsvorganges selbst kann durch die Menge der Palacos-Flüssigkeit (monomerer Anteil) sowie durch die Menge der Katalysatoren und Stabilisatoren in gewissen Grenzen variiert werden. In der üblichen Packung wurden diese Komponenten in einem möglichst günstigen Verhältnis aufgeteilt, um nach etwa 3 Minuten eine knetbare Verarbeitungsform von teigiger Konsistenz zu erhalten und gleichzeitig den Anteil der zelltoxischen Palacos-Flüssigkeit (Monomere) zu reduzieren. Nach Abschluß des Polymerisationsvorganges hat der Knochenzement keine zelltoxische Wirkung mehr auf die umgebenden Gewebe (HULLIGER).

Palacos-Pulver und Flüssigkeit werden vorzugsweise in einer Porzellan- oder Plastik-Schale gemischt. Die volle Dosis Pulver wird der Flüssigkeit in einer Portion zugefügt (nicht umgekehrt), denn nur so lassen sich Luftbeimengungen und eine Inhomogenität der Mischung weitgehend vermeiden. Man rührt mit einem breiten Spatel, den wir dem von CHARNLEY empfohlenen Teelöffel vorziehen, da man ihn ohne Berührung mit dem Finger zwischenzeitlich am Rand des Mischgefäßes abstreifen kann. Dies ist aus Gründen einer möglichst gleichmäßigen Mischung der beiden Substanzen erforderlich, denn zurückbleibende unbenützte Pulverreste wirken sich in einem späteren Polymerisationsstadium störend aus. Die Rührbewegung sollte gleichmäßig und nicht zu schnell erfolgen, um überflüssige Luftbeimengungen zu vermeiden. Nach etwa 1 - 2 Minuten geht Palacos von einer sähmigen in eine gut knetbare, weiche, plastilinähnliche Konsistenz über. Dieses Stadium erkennt man ohne Schwierigkeiten daran, daß beim Berühren mit dem durch Operations-Handschuhe geschützten Finger keine Substanz am Finger haften bleibt. Die an verschiedenen Stellen wiedergegebenen Abbildungen, auf denen das Palacos aus dem Mischgefäß in den Knochen eingegossen wird, sind insofern unzutreffend, als bei dem Präparat Palacos<sup>R</sup> zu keinem Zeitpunkt des Mischungsvorganges eine vergießbare Konsistenz besteht.

Palacos wird in drei handelsüblichen Formen geliefert:

- Palacos R - grünlich-opak für die Knochenchirurgie mit Röntgenkontrastmittel
- Palacos K - grünlich-opak zur Schädeldefektdeckung und
- Palacos E - grünlich-transparent zum Einbetten und Konservieren von Knochen, Knorpel und Gewebe (gießbar)

Die Palacos-Flüssigkeit ist für alle drei Pulver die gleiche. Bei unseren Untersuchungen kam Palacos<sup>R</sup> zur Verwendung, da dieses Produkt ausschließlich zur Verankerung von Schenkelkopf- und Totalendoprothesen, zum Ersatz von Knochengewebe bei Defekten sowie zur Osteosynthese von pathologischen Frakturen etc. benutzt wird.

Während über die biologische Verträglichkeit des Knochenzementes Palacos anhand von Gewebekulturen (HULLIGER) bereits Untersuchungen angestellt wurden und auch die bei der Polymerisation auftretenden Temperaturen (HUPFAUER, OHNSORGE, PETERS, BIEHL und HANSER) sowie die Änderungen der Spongiosaeinstruktur unter dem Einfluß des auspolymerisierenden Knochenzementes (OHNSORGE, HOLM) Gegenstand experimenteller Überprüfung waren, fanden die Festigkeitseigenschaften, wie sie von CHARNLEY für den englischen Knochenzement teilweise angegeben wurden, bei Palacos in der deutsch-sprachigen Literatur bisher nur vereinzelt Erwähnung. So gibt beispielsweise OHNSORGE in einer seiner Arbeiten für die Kugeldruckhärte einen Wert von  $1900 \text{ kg/cm}^2$  an. HESSERT prüfte unter anderem die Bruchfestigkeit des Palacos nach Zusatz von Gentamycin-Sulfat. Bei den angegebenen Arbeiten handelt es sich um sehr differenzierte Teilprobleme. Die Frage der Festigkeitseigenschaften des Palacos ist aber bei der Durchführung größerer Defektüberbrückungen am de-

fekten Knochen nicht bedeutungslos. Bei den Verbundosteosynthesen (OEST) liegen drei verschiedenartige Materialien - Knochen, Metall und Zement - von unterschiedlichem Elastizitätsmodul vor. Deren Anordnung muß in sinnvoller Weise aufeinander abgestimmt sein.

#### 4.0 PRÜFUNG DER FESTIGKEITSEIGENSCHAFTEN

Bei der Verwendung selbsthärtender Kunststoffe in der operativen Orthopädie werden diese außerordentlichen mechanischen Beanspruchungen unterzogen. Es erscheint daher gerechtfertigt, die mechanische Leistungsfähigkeit des verwendeten Werkstoffs - also des Knochenzementes - einer experimentellen Prüfung zu unterziehen.

Hierfür gibt es heute genormte Verfahren, die in den DIN-Blättern zur Prüfung von Kunststoffen zusammenfassend dargestellt sind. Zweck der Versuche, Begriffsbestimmungen, Herstellung, Anwendung, Anzahl und Vorbehandlung der Proben sowie die Versuchsanordnung und Durchführung mit anschließender Auswertung und Prüfbericht sind in den einzelnen Formblättern genau niedergelegt. Die entsprechenden Vorschriften werden auch im folgenden Berücksichtigung finden.

Zur Durchführung der Festigkeitsuntersuchung muß der Knochenzement angerührt und in bestimmte Formen gebracht werden. Während des Polymerisationsvorganges stehen die Formen in einer hydraulischen Presse unter 20 t Druck, wodurch eine weitgehend gleichartige Herstellung der Probestäbe gewährleistet wird. Es darf vielleicht noch darauf hingewiesen werden, daß der Zement vom Verfasser selbst angerührt wurde. Man sollte das keiner Hilfsperson überlassen, denn auch beim Anrührvorgang gibt es zahlreiche Möglichkeiten eine unterschiedliche Konsistenz des Knochenzementes durch ungleichmäßige Verteilung der Komponenten, nachträgliches Verändern des Mischungsverhältnisses etc. zu

erhalten (siehe auch CHARNLEY).

#### 4.1 Bestimmung der Rohdichte

(nach DIN 53.479, Ausgabe  
September 1954)

Wie bei den Knochenzementen bekannt ist, finden sich nach Abschluß des Polymerisationsvorganges auch unter günstigen Verhältnissen im Material kleinere oder größere Hohlräume, die durch Lufteinschlüsse bedingt sind.

Unter Rohdichte versteht man das Volumen des Probekörpers ohne Berücksichtigung dieser Hohlräume. Die Rohdichte wird im sogenannten Auftriebsverfahren mit einem Normkleinstab, das heißt einem Probekörper der Größe  $(50 \pm 1 \cdot 4 \pm 0,5 \cdot 6 \pm 0,5 \text{ mm})$  bestimmt.

Im Versuch werden die Proben nach entsprechender Lagerung und Ausmessen zunächst in Luft und anschließend in einer Auftriebsflüssigkeit, z. B. dest. Wasser gewogen (Abb. 6). Die Rohdichte ergibt sich dann aus folgender Formel:

$$d_R = \frac{m \cdot d_F}{m - m'} \quad \text{in g/cm}^3$$

$d_R$  = Rohdichte

$m$  = Masse der Probe beim Wägen in Luft

$m'$  = Masse der Probe nach Eintauchen in Wasser auf Analysenwaage mit Einrichtung zur Bestimmung des Auftriebes (entspricht hydrostatischer Waage),  $m'$  ist die Masse der Probe  $m$  vermindert um die Masse  $m_F$  der verdrängten Flüssigkeit. Die Dichte der Eintauchflüssigkeit  $d_F$  wird

mit einem Aerometer ermittelt und ist bei jeder Messung zu überprüfen. Beim Wägen der Eintauchflüssigkeit ist darauf zu achten, daß der Probe keine Luftblasen anhaften.

$d_F$  = Dichte der Prüflüssigkeit (destilliertes Wasser).

### Prüfergebnisse:

Die nach dem angegebenen Verfahren durchgeführte Dichtebestimmung ergab folgende Werte (siehe auch Anhang 2):

|           |     |       |       |                          |
|-----------|-----|-------|-------|--------------------------|
| Probe Nr. | 31: | $d_R$ | =     | 1,25 g/cm <sup>3</sup>   |
| "         | "   | 32:   | $d_R$ | = 1,25 g/cm <sup>3</sup> |
| "         | "   | 33:   | $d_R$ | = 1,27 g/cm <sup>3</sup> |

Mittelwert:  $d_R = 1,26 \text{ g/cm}^3$

#### 4.2 Biegeversuch. (nach DIN 53.452, Ausgabe Februar 1952)

Mit dem Biegeversuch sollen die Festigkeits- und Formänderungs-  
eigenschaften genau dimensionierter Probekörper bei einer bestimm-  
ten Biegebeanspruchung festgestellt werden. Die ermittelten Wer-  
te hängen unter anderem von der Form und den Preßbedingungen  
der Probekörper ab.

##### Herstellung, Form und Vorbehandlung der Proben:

Anrühren des Palacos bei Zimmertemperatur. Das knetbare  
Material wurde in eine Preßform für Normkleinstäbe  
( $50 \pm 1 \cdot 6 \pm 0,2 \cdot 4 \pm 0,2$  mm) gebracht und bis zum Aushärten  
einem Druck von 20.000 kp ausgesetzt. Für den Biegeversuch  
wurden 10 Probestücke benutzt. Vor dem Versuch wurden die  
Proben 72 Stunden bei  $20^{\circ}\text{C}$  ( $\pm 2^{\circ}\text{C}$ ) und einer relativen Luftfeuch-  
tigkeit von  $62\% \pm 5\%$  gelagert.

##### Versuchsanordnung und Durchführung

Beim Biegeversuch legt man die Normkleinstäbe als Balken auf  
zwei Stützen und belastet in der Mitte durch eine Einzellast P.  
Der Versuch wird mit einer Biegeprüfmaschine (siehe Abb. 7)  
mit Meßeinrichtung für Belastung P und Durchbiegung f durch-  
geführt. Man stellt die konstante Vorschubgeschwindigkeit so ein,  
daß die Dauer des Versuches bis zum Bruch etwa 1 Min. beträgt.  
Das Biegediagramm (siehe Abb. 2) gibt den Verlauf des Biege-  
versuchs wieder.

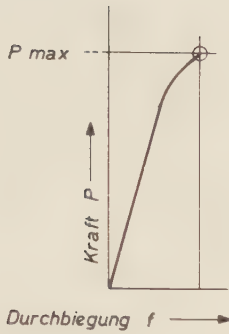


Abb. 2

### Versuchsauswertung:

Die Biegefestigkeit  $\sigma_{bB}$  errechnet sich durch den Quotienten aus dem Biegemoment  $M$  beim Bruch der Probe und deren Widerstandsmoment. Die Biegespannung  $\sigma_b$  ergibt sich aus dem Quotienten zwischen Biegemoment und Widerstandsmoment.

$$\sigma_b = \frac{M}{W} \quad \text{in kp/cm}^2$$

$M$  = Biegemoment in kpcm,  $W$  = Widerstandsmoment der Probe in  $\text{cm}^3$

Beim beschriebenen Belastungsfall (Dreipunktbelastung) gilt:

$$M = \frac{P \cdot l_s}{4}$$

$P$  = Belastung in kp,  $l_s$  = Stützweite des Probestabes in cm

Das Widerstandsmoment  $W$  gibt ein Maß für die Steifigkeit die aus der Probenform resultiert; maßgebend ist dabei die

Höhe  $h$ , während die Breite des Probekörpers nur linear eingeht. Diesen Tatbestand kann man sich am besten vorstellen, wenn man ein Lineal über die flache und anschließend über die hohe Kante zu biegen versucht.

$$W = \frac{b \cdot h^2}{6}$$

$b$  = Breite des Probekörpers,  $h$  = Höhe des Probekörpers

Zusammenfassend lautet die Formel:

$$\sigma_b = \frac{P \cdot l_s \cdot 6}{4 \cdot b \cdot h^2} = \frac{3 \cdot P \cdot l_s}{2 \cdot b \cdot h^2}$$

#### Prüfergebnisse:

Bei den durchgeführten Biegeversuchen betrug der Kleinstwert der Biegefestigkeit ( $\sigma_{bB}$ )  $594 \text{ kp/cm}^2$ , der Größtwert  $742 \text{ kp/cm}^2$  und der Mittelwert  $658 \text{ kp/cm}^2$ . (siehe Anhang 3).

4.3 Schlagbiegeversuch (nach DIN 53.453, Ausgabe Oktober 1965)

Durch den Schlagbiegeversuch wird das Verhalten eines Probekörpers bei einer bestimmten Schlagbiegebeanspruchung bestimmt. Außerdem lassen sich die Sprödigkeit oder Zähigkeit im Bereiche der Prüfbedingungen beurteilen. Die erhaltenen Werte können nicht unbedingt auf beliebige Formteile des gleichen Materials übertragen werden, da sie von der Gestalt und den Herstellungsbedingungen abhängen.

Herstellung, Form und Vorbehandlung der Proben:

Normkleinstäbe ( $50 \pm 1 \cdot 6 \pm 0,2 \cdot 4 \pm 0,2$  mm) wie beim Biegeversuch. Herstellung und Vorbehandlung wie erwähnt.

Versuchsanordnung und Durchführung

Zur Durchführung der Versuche wird ein sogenanntes Pendelschlagwerk (siehe Abb. 8) benutzt. Die größte Schlagarbeit beträgt bei dieser Anordnung 5 kpcm bei einer Auftreffgeschwindigkeit des Hammers auf die Probe von 2,9 m/sec. Zur Prüfung werden die Probekörper so auf das Gerät gelegt, daß der Hammer des Pendelschlagwerks auf die Mitte des Probekörpers trifft.

Versuchsauswertung:

Die Schlagzähigkeit  $a_n$  ergibt sich aus dem Quotienten zwischen verbrauchter Schlagarbeit  $A_n$  ( $\text{kp}/\text{cm}^2$ ) und dem Querschnitt des Stabes  $b \cdot h$  in Stabmitte ( $\text{cm}^2$ ).

$$a_n = \frac{A_n}{b \cdot h} \quad \text{in kpcm}/\text{cm}^2$$

$a_n$  = Schlagzähigkeit in  $\text{kpcm}/\text{cm}^2$

$A_n$  = Vom Probekörper verbrauchte Schlagarbeit in  $\text{kpcm}$

$b_n$  = Breite des Probekörpers in der Mitte ( $\text{cm}$ )

$h$  = Dicke des Probekörpers in der Mitte ( $\text{cm}$ )

Prüfergebnisse:

Bei den durchgeführten Schlagbiegeversuchen betrug der Kleinstwert der Schlagzähigkeit  $3,6 \text{ kpcm}/\text{cm}^2$ , der GrößtWert  $7,5 \text{ kpcm}/\text{cm}^2$  und der Mittelwert  $5,35 \text{ kpcm}/\text{cm}^2$ .

#### 4.4 Druckversuch (nach DIN 53.454, Ausgabe Oktober 1952)

Durch den Druckversuch werden die Druckfestigkeit und Stauchung des Probekörpers gemessen. Die Druckfestigkeit ergibt sich aus dem Quotienten zwischen der Höchstkraft bei Druckbeanspruchung und dem ursprünglichen Querschnitt des Probekörpers.

##### Herstellung, Form und Vorbehandlung der Proben:

Als Probekörper wurden Stäbe angefertigt und als Probenform Stababschnitte gewählt, deren Länge mit der mittleren Querschnittsabmessung des Stabes (10 mm) identisch war. Vorbehandlung und Lagerung entsprechend DIN 53.454, Ausgabe Oktober 1952.

##### Versuchsanordnung und Durchführung

Druckfestigkeit: Der Probekörper (Stababschnitt) wird in Richtung der Stabachse zwischen zwei glattpolierte Stahlplatten einer Druckprüfmaschine gebracht. Versuchszeit ca. 1 Minute bis zum Bruch bei 20<sup>0</sup> C Temperatur und konstanter Verformungsgeschwindigkeit.

Der Probestab wird in Richtung der Stabachse mit 100 kg/cm<sup>2</sup> vorbelastet. Einstellung der Meßuhr auf den Nullwert. Erneute Stauchung unter stoßfreier Steigerung der Druckspannung auf 1000 kg/cm<sup>2</sup> während 1 Min. Anschließend Beibehalten dieser Druckspannung während 1 Min. (1 Minutenwert). Nach einer wei-

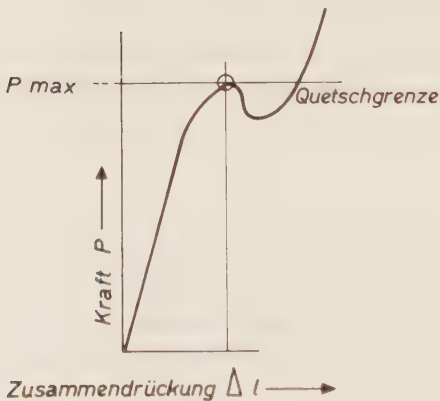
teren Minute Wartezeit unter der gleichen Druckspannung von  $1000 \text{ kg/cm}^2$  wird nochmals abgelesen (2 Minutenwert).

Versuchsauswertung:

$$\sigma_{dB} = \frac{P \max}{F_0} \text{ in kg/cm}^2$$

$\sigma_{dB}$  = Druckfestigkeit,  $P \max$  = Höchstkraft in kg,  
 $F_0$  = Anfangsquerschnitt der Probe in  $\text{cm}^2$ .

Das Druckfestigkeits-Diagramm (Abb. 3) zeigt im typischen Verlauf nach Erreichen der Höchstkraft ( $P \max$ ) einen leichten



Abfall, dem sich ein erneuter Anstieg anschließt. Diesen Punkt bezeichnet man als Quetschgrenze, das Material beginnt zu fließen. Der weitere Kraftanstieg hat für die Druckfestigkeit des Probekörpers keinerlei Aussagekraft mehr.

Abb. 3

Prüfergebnisse:

Bei 6 durchgeführten Druckfestigkeitsbestimmungen betrug der Größtwert  $900 \text{ kp/cm}^2$ , der Kleinstwert  $780 \text{ kp/cm}^2$  und der Mittelwert  $835 \text{ kp/cm}^2$  (siehe Anhang 5).

#### 4.5 Zugversuch

(nach DIN 53.455, Ausgabe April 1968)

Das Verhalten eines Kunststoffs bei einachsiger Belastung auf Zug wird durch den Zugversuch festgestellt. Beim Knochenzement ist diese Belastung zwar selten, jedoch wurde eine entsprechende Untersuchung der Vollständigkeit halber durchgeführt.

Die Zugfestigkeit ( $\sigma_B$ ) errechnet sich aus dem Quotienten zwischen Zugkraft und dem Anfangsquerschnitt der Probe.

#### Herstellung, Form und Vorbehandlung der Proben:

In gleicher Weise wie bei den Normkleinstäben und bei der Stabachse wurden die Probestücke durch Pressen mit 20.000 kp Druck während des Polymerisationsvorganges hergestellt. Form und Abmessungen des Probekörpers gehen aus Abb. 4 hervor.

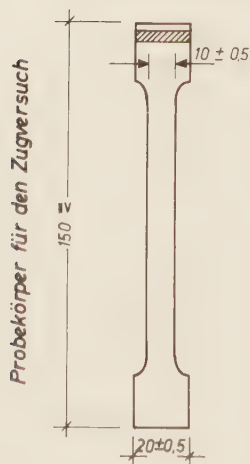


Abb. 4

#### Versuchsanordnung und Durchführung:

Die Probestücke werden mit den beiden Enden in die Spanneinrichtung einer Zugprüfmaschine in der Weise eingesetzt, daß sich die Längsachse in Richtung der Zugkraft frei einstellen kann (siehe Abb. 9). Mittels einer elektronischen Kraftdehnungsmessung kann das Kraft-Verlängerungs-Diagramm direkt aufgezeichnet werden (Abb. 5a). Dabei muß eine gleichbleibende Prüfgeschwindigkeit eingehalten werden,

die im vorliegenden Fall 5 mm/min. betrug.

Versuchsauswertung:

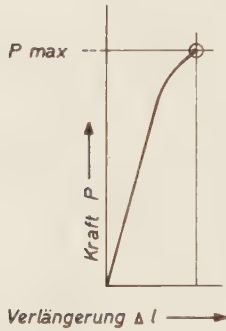
$$\sigma_B = \frac{P_{\max}}{F_0} = \frac{P_{\max}}{b \cdot h} \quad \text{in kp/cm}^2$$

$\sigma_B$  = Zugfestigkeit,  $P_{\max}$  = Höchstkraft  
 $b$  = Breite  $F_0$  = Querschnittsfläche  
 $h$  = Höhe

Das an der Prüfmaschine aufgenommene Diagramm enthält die Verlängerung des Probekörpers  $\Delta l$  in Abhängigkeit von der Kraft  $P$  (siehe Abb. 5a). Bei der Auswertung werden Zugspannung ( $\sigma$ ) und Dehnung ( $\epsilon$ ) gegenübergestellt (siehe Abb. 5 b). Die Zugspannung  $\sigma$  errechnet sich aus dem Quotienten Kraft  $P$  durch Ausgangsquerschnitt  $F$  und die Dehnung aus dem Quotienten, Verlängerung  $\Delta l$  durch die ursprüngliche Meßlänge  $l_0$ .

$$\sigma = \frac{P}{F} \qquad \epsilon = \frac{\Delta l}{l_0}$$

a) Kraft-Verlängerungs-  
Diagramm



b) Spannungs-Dehnungs-  
Diagramm

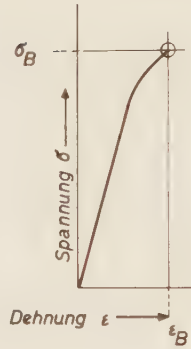


Abb. 5a: An der Prüfmaschine aufgenommenes Kraft-Verlängerungs-Diagramm.

Abb. 5b: Spannungs-Dehnungs-Diagramm für die Auswertung.

#### 4.6 Härteprüfung durch Eindruckversuch

Durch den Eindruckversuch kann die Kugeldruckhärte von Kunststoffen gemessen werden. Man versteht unter Kugeldruckhärte den Quotienten aus Prüfkraft und Oberfläche des Eindrucks, der durch eine Kugel von 5 mm Durchmesser nach 10 und 60 Sekunden Dauer der Prüfkraft verursacht wird.

##### Herstellung, Form und Vorbehandlung der Proben:

Als Probekörper wurden die bereits für den Zugversuch beschriebenen Stäbe benutzt und an jedem Probestab zwei Messungen durchgeführt.

##### Versuchsanordnung und Durchführung

Zunächst wird die Lage der Kugel des Prüfgerätes unter einer Vorkraft  $F_0$  als Nullpunkt fixiert. Sodann wird die Eindringtiefe der Kugel unter der Prüfkraft  $F$  (zusätzlich zu  $F_0$ ) gemessen. Aus der Eindringtiefe kann man die Oberfläche des Eindrucks errechnen. Die Kugeldruckhärte ergibt sich aus der Formel:

$$\text{Kugeldruckhärte} = \frac{\text{Prüfkraft}}{\text{Oberfläche des Eindrucks}}$$

Der wesentliche Unterschied der Härteprüfung bei Kunststoffen gegenüber derjenigen bei Metallen (Brinellhärte nach DIN 50.351

und Vickershärte nach DIN 50.133) besteht darin, daß bei den letzteren der bleibende Eindruck nach Entlastung und nicht wie beim Kunststoff der Eindruck unter gleichzeitiger Einwirkung der Prüflast gemessen wird. Im medizinischen Schrifttum wird hierauf nicht immer Rücksicht genommen.

Versuchsauswertung:

$$H = \frac{1}{\pi \cdot D} \cdot \frac{P}{h} = 0,064 \cdot \frac{P}{h}$$

H = Kugeldruckhärte in  $\text{kp/mm}^2$

P = Prüfkraft in kp

D = Kugeldurchmesser 5 mm

h = Eindringtiefe in mm (unter Berücksichtigung der gemessenen Aufbiegung des Prüfgerätes)

Weist die Kugeldruckhärte nach 10 und 60 Sekunden Prüfdauer eine große Differenz auf, so kann man daraus auf ein "Kriechen" des Werkstoffes schließen.

Prüfergebnisse:

Bei 10 Messungen der Kugeldruckhärte an 5 Probekörpern nach 10 Sekunden ergab sich ein Kleinstwert von  $12,43 \text{ kp/mm}^2$  sowie ein GrößtWert von  $15,27 \text{ kp/mm}^2$ . Der Mittelwert betrug  $14,00 \text{ kp/mm}^2$ .

Die analogen Messungen nach 60 Sekunden ergaben wiederum einen Kleinstwert von  $11,02 \text{ kp/mm}^2$  sowie einen Größtwert von  $13,66 \text{ kp/mm}^2$ . Mittelwert  $12,53 \text{ kp/mm}^2$ . Die Differenz von  $1,47 \text{ kp/mm}^2$  ist nicht als gravierend anzusehen.

#### 4.7 Bestimmung des Elastizitätsmoduls

Der Elastizitätsmodul ist ein Maß für die Steifigkeit eines Werkstoffs. Er ist definiert als Anstieg beziehungsweise als Steigungsmaß des Zug-Spannungs-Dehnungs-Schaubildes. Es handelt sich um eine werkstoffseitige Vergleichs-Kenngröße für die Steifigkeit, die nichts mit der Geometrie des Probekörpers zu tun hat (vergleiche Biegeversuch). Das Analogon zum Elastizitätsmodul wäre das Widerstandsmoment als Maß für die Steifigkeit, das aus der Geometrie eines Probekörpers ohne Berücksichtigung einer werkstoffgebundenen Kenngröße resultiert und nur durch die Abmessungen desselben, als Breite und Dicke, definiert ist.

Für die Bestimmung des Elastizitätsmoduls gibt es zahlreiche Verfahren. Wir haben das Resonanzschwingungsverfahren gewählt, weil damit sehr geringe Belastungen verbunden sind und man nicht aus einem gekrümmten Spannungs-Dehnungs-Schaubild (das normalerweise den hochpolymeren Kunststoffen eigen ist) den Elastizitätsmodul bestimmen muß.

##### Herstellung, Form und Vorbehandlung der Proben:

Als Probekörper wurden 3 Normstäbe ( $120 \pm 2 \cdot 10 \pm 0,5 \cdot 4 \pm 0,2$  mm) gewählt, deren Rohdichte vor Bestimmung des Elastizitätsmoduls gemessen wurde (siehe Anhang 8).

### Versuchsanordnung und Durchführung

Vornahme der Messungen nach dem Resonanzschwingungsverfahren mit dem Elastomat "Förster" bei longitudinaler Erregung der Proben. Auf Einzelheiten des Meßverfahrens soll hier nicht näher eingegangen werden (siehe MÜLLER, K.).

### Versuchsauswertung:

$$E = 4 \cdot l^2 \cdot d_R \cdot f^2$$

E = Elastizitätsmodul

l = Probenlänge

d<sub>R</sub> = Rohdichte

f<sub>R</sub> = Resonanzfrequenz

### Prüfergebnisse:

Bei den 3 gemessenen Probestäben betrug der Kleinstwert 39.072 kp/cm<sup>2</sup>, der GrößtWert 41.433 kp/cm<sup>2</sup> und der Mittelwert 40.016 kp/cm<sup>2</sup>.

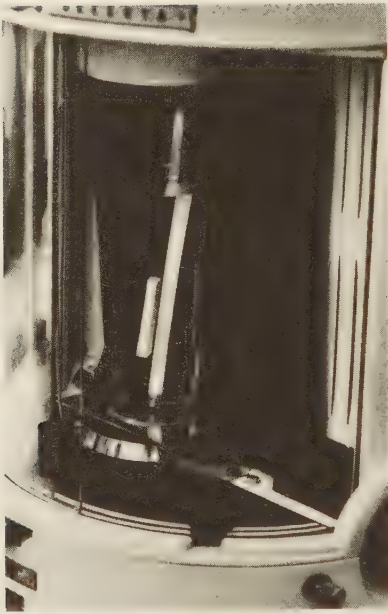


Abb. 6: Bestimmung der Roh-  
dichte eines Palacos<sup>R</sup>-Norm-  
kleinstabes im Auftriebsver-  
fahren auf der Analysenwaage

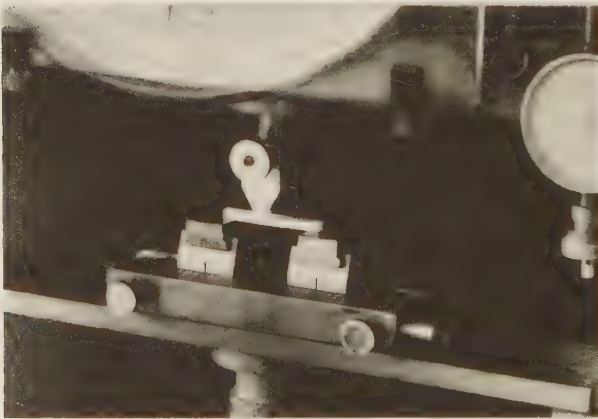


Abb. 7: Biegeversuch

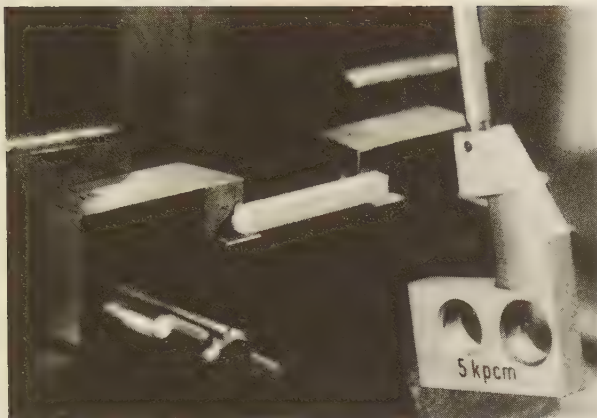


Abb. 8: Schlagbiegeversuch

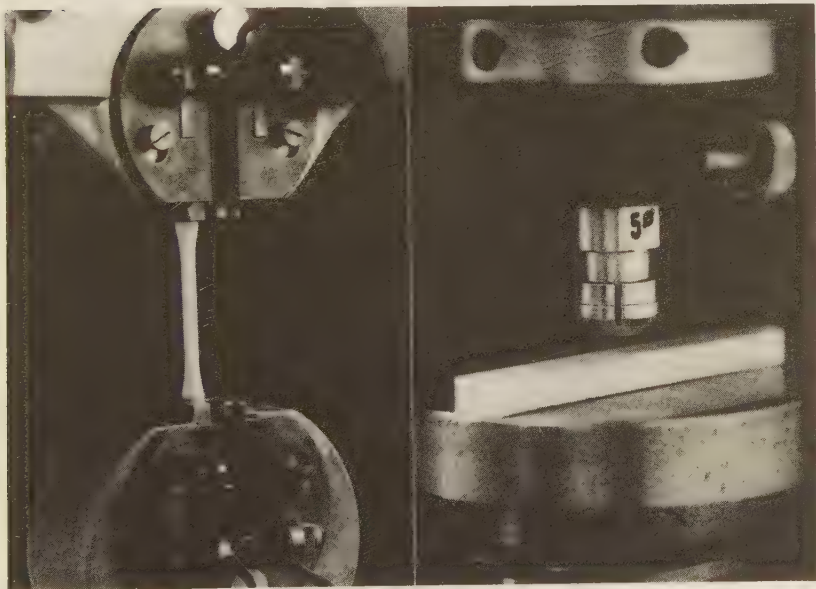


Abb. 9: Zugversuch

Abb. 10: Eindruckversuch

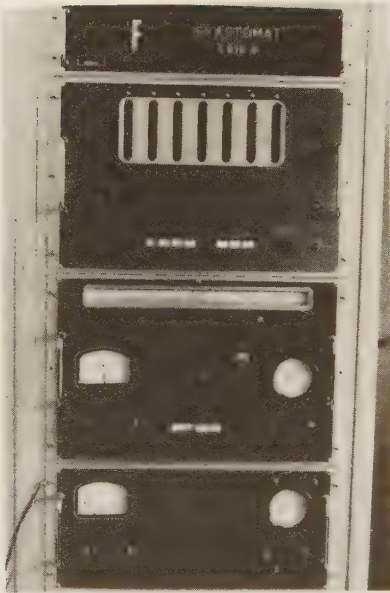


Abb. 11: Elastomat zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls

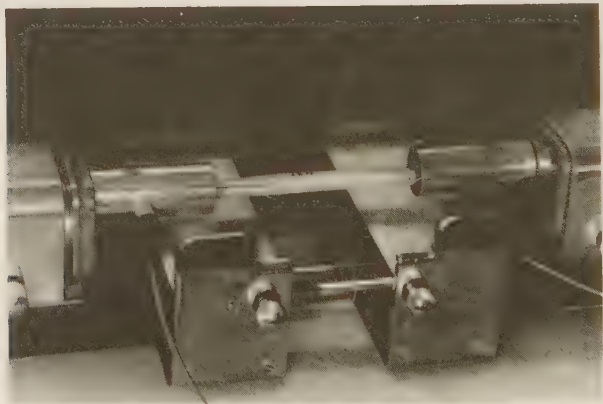


Abb. 12: Lagerung eines Probekörpers zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls im Resonanzschwingungsverfahren (auf der Abb. handelt es sich um einen Knochenspan)

5.0 DIE ÜBERTRAGBARKEIT EINER IN DEN KNOCHENZEMENT  
EINGELEITETEN KRAFT AUF DEN UMGEBENDEN KNOCHEN  
NACH DER THEORIE VON CHARNLEY

Die bisher umfassendste Untersuchung der mechanischen Verbindung zwischen Knochen und Zement wurde von CHARNLEY durchgeführt und in seiner Monographie "Acrylic Cement in orthopaedic Surgery" wiedergegeben. Er bearbeitete das Problem am Beispiel der Hüftkopfendoprothesenfixation. Die wesentlichen Gesichtspunkte seiner Auffassung sollen im folgenden als Ausgangspunkt der eigenen Untersuchungen kurz wiedergegeben und mit den eigenen Versuchsergebnissen in Beziehung gebracht werden.

CHARNLEY weist mit Recht daraufhin, daß die meisten Fehler bei der Verwendung des Knochenzementes auf einer unklaren Vorstellung über die Wirkungsweise desselben beruhen.

Der Knochenzement ist weder als Klebstoff zu betrachten, noch nützt die Anwendung möglichst kleiner Mengen, die keinerlei mechanische Funktion übernehmen können. Gegenüber Stahl und feuchten Knochen besitzt er keine Adhäsionskraft. In Teigform läßt sich der Zement vorallem beim Einbringen des konischen Prothesenstiels in die kleinen Hohlräume spongiösen Maschenwerks pressen und verbleibt dort infolge seiner Konsistenz. Dabei wird die osteoporotische Spongiosa zerdrückt und entfällt somit für die Kräfteübertragung. Der Zement breitet sich aus, bis er an den starken Spongiosabälkchen einen Widerstand findet. Nach dem Aushärten bilden Prothesenstiel und Zementmantel eine funktionelle Einheit.

Die Frage der Kraftübertragung von der Prothese über den Zement auf den Knochen wird von CHARNLEY folgendermaßen beantwortet:

Im Belastungsversuch einer einzementierten Hüftkopfdoprothese am Leichenknochen war die Tragfähigkeit der zementierten Prothese gegenüber einer unzementierten etwa zweihundertmal größer.

Bei axialer Belastung der Prothese wird die Kraft von der Prothese auf den Zement, von dort auf Hunderte von Trabekeln der Spongiosa und von dieser auf das Endost des Femurs übertragen. Die Spongiosa muß man sich dabei als ein dreidimensionales Maschenwerk einer Honigwabe ähnlich vorstellen, was ihr eine besondere Stabilität verleiht.

Um sich eine ungefähre Größenvorstellung von der Berührungsfläche zwischen Zementkonus und der umgebenden Spongiosa zu machen, kann man anhand des ungefähren oberen (2,5 cm) und unteren (1,25 cm) Durchmessers bei einer Prothesenstiellänge von 13,75 cm einen Betrag von  $84 \text{ cm}^2$  ermitteln. In diese Überschlagsrechnung sind die Unregelmäßigkeiten der Zementoberfläche nicht einbezogen. Die bei Belastung der einzementierten Prothese auftretende Kraft wird verständlicherweise als Scherkraft wirksam. Nach CHARNLEY's Angaben ist der Knochen aber nicht sehr unterschiedlich empfindlich gegen Scher- oder Druckkräfte. Es ergibt sich natürlich unmittelbar die Frage, ob die zur Gewichtsübertragung zur Vergütung stehende Fläche der Spongiosa nicht größer als ein geometrischer Konus ist, wenn die Unregelmäßigkeiten an der Oberfläche des Zementkonus mit in die Rechnung einbezogen werden.

Als Antwort schlägt CHARNLEY vor, sich die Zementmasse nicht als einen Konus, sondern als Zylinder vorzustellen und folgendes Experiment zu machen:

Der Zementzylinder wird axial belastet bis er aus dem Knochen herausgedrückt wird. Bei der Betrachtung wird dann auffallen, daß an den herausgestoßenen Zementzylindern Knochenpartikel haften und andererseits sich Zementsplitter am Knochen befinden. Die Scherkraft hat sich also auf Knochen und Zement ausgewirkt und steht daher in keiner Beziehung zur theoretischen unregelmäßigen Oberfläche. Die abgescherte Oberfläche wird zeigen, welche von beiden Substanzen den größten Teil zur Verbindung beigesteuert hat.

Bei der Femurkopfprothese besitzt der Zement entsprechend dem Prothesenstiel Konusform, ein Profil, das für die Kraftübertragung besser geeignet ist als ein Zylinder. Eine Prothese ohne Hals und ohne Zement würde nach diesem Prinzip unter axialer Belastung durch die auftretenden zirkulären Spannungen den Knochen unter Umständen sprengen. Gerade hier spielen die kleinen Unregelmäßigkeiten an der Oberfläche des Zementkonus eine wichtige Rolle. Sie verhindern oder reduzieren die Entwicklung zirkulärer Spannungen im Knochen. Am besten läßt sich dieser Gedanke dadurch erklären, daß die raue Oberfläche des Zementkonus einen ständigen Kontakt mit der weichen Oberfläche des Knochens hält. Die raue Zementoberfläche hindert die mit ihr in Kontakt stehende Knochenoberfläche daran, sich unter Einwirkung von Dehnungskräften zu vergrößern.

Zur Frage der Elastizität der Zementverbindung gibt CHARNLEY folgende Erklärung: Das Problem einer relativen Bewegung zwischen den Oberflächen zweier Substanzen mit verschiedenem Elastizitätsmodul läßt sich für den Zement nur im mikroskopischen Bereich lösen. Je kleiner der Maßstab ist, in dem wir den Zwischenraum untersuchen, um so mehr nähern wir uns der Situation bei Verwendung eines Klebstoffes. Der Unterschied zwischen molekularer Befestigung oder mechanischer Verhakung einer

Oberflächenunregelmäßigkeit ist nur eine Frage des Maßstabes. Der einzige mechanische Unterschied zwischen geklebten und miteinander verhakten Flächen besteht darin, daß die letzteren keiner senkrecht zur Oberfläche wirkenden Zugkraft widerstehen können. Sofern zwei Substanzen mit verschiedenem Elastizitätsmodul sich gegenseitig eine Last übertragen und die Oberflächen miteinander verklebt oder verhakt sind, wird die Oberfläche der weichen Substanz den gleichen Anteil wie die härtere übernehmen. Die weichere Substanz wird sich unvermeidlich deformieren, da sie ja eine Last von der härteren übernimmt, aber die Deformierung wird sich innerhalb der weicheren Substanz und nicht im Zwischenraum abspielen. Bei der Lastübertragung von der rauhen Zementfläche auf die Spongiosa heißt das:

Die Spongiosastruktur kann als ein System von Federn betrachtet werden. Die oberflächliche mit dem Zement in Kontakt stehende Spongiosaschicht wird sich unter einer aufgebrachten Last wie ein Stück mit der Zementoberfläche bewegen. Die federnde Bewegung der Spongiosastruktur unter Lasteinwirkung wird sich innerhalb derselben abspielen. Auf diese paradoxe Art und Weise läßt sich die Lastübertragung von einer harten zu einer weichen Substanz ohne relative Bewegung zwischen den Kontaktflächen erklären. Aus den erwähnten Gründen erscheint es CHARNLEY vorteilhaft, eine Schicht spongiösen Knochens zwischen Zement und Cortikalis zu belassen.

Die von CHARNLEY gegebene Erklärung für die Verankerung des Zementes im Knochen und die Elastizität der Knochen-Zement-Verbindung ist zunächst einleuchtend und überzeugend.

Verschiedene klinische Mißerfolge, wie Lockerungen von Prothesenstielen, die in der angegebenen Weise unter Belassung der Spongiosa eingesetzt worden waren, schon wenige Wochen nach der Operation, sowie die oft schwierigen Situationen bei der Ver-

sorgung von pathologischen Frakturen oder größerer Defekte infolge von Tumormetastasen veranlaßten uns jedoch, dem Problem der Knochen-Zement-Verbindung in mechanischer Sicht weiter nachzugehen.

## 5.1 Diskussion

Aus Gründen, die für die eigene Versuchsdisposition von Bedeutung sind, ist es erforderlich zu einigen Gedanken der Theorie von CHARNLEY kurz Stellung zu nehmen.

1. Der beschriebene Weg der Kraftübertragung von der Prothese auf den Zement, von dort auf das Trabekelsystem der Spongiosa und weiter auf das Endost des Femurs setzt natürlich eine intakte und leistungsfähige Spongiosa voraus.
2. CHARNLEY's Theorie geht offensichtlich davon aus, daß aufgrund der morphologischen Gegebenheiten tatsächlich der Zement weitgehend im spongiösen Bereich lokalisiert ist, die gesamte axial wirkende Kraft sich somit auf das Maschenwerk der Spongiosa überträgt und von diesem auch weitergeleitet wird.
3. Das Konusprofil der Zementplombe mit der sehr unregelmäßigen Oberfläche ist ein Sonderfall der Konuswirkung und bedarf noch einer weiteren Erläuterung.

Zu 1: Wer schon zahlreiche Endoprothesen eingesetzt hat weiß, wie minderwertig die Spongiosa des Femurs gerade bei älteren Patienten infolge der langjährigen Schonung und auch altersbedingt sein kann. Sie läßt sich häufig nicht nur mit dem Finger eindrücken, sondern kann auch grobe Defekte aufweisen. Wenn man sich vorstellt, daß beim Eindrücken des Zementes, der durch Nachstoßen des Prothenstiels nochmals komprimiert wird, die minderwertigen Spongiosabälkchen quasi zerdrückt werden und der Zement an den sogenannten kräftigen Spongiosabälkchen einen Widerstand findet, so muß man sich doch fragen, was eigentlich mit den zerdrückten Spongiosabälkchen geschieht. Je

größer nämlich die Kraft beim Einstoßen eines Prothesenstiels ist, destomehr Knochenbälkchen werden logischerweise zerstört. Es liegt daher der Verdacht nahe, daß diese "interponierte Substanz" sogar primär infolge mangelnder Verhakungsmöglichkeiten für den eingedrückten Knochenzement eine Instabilität bewirken kann, die also rein mechanisch und nicht etwa durch einen "Hitzeschaden" infolge Eiweißkoagulation durch die Polymerisationswärme zu erklären wäre. Wir haben Fälle beobachtet, bei denen schon kurze Zeit nach dem Eingriff auch röntgenologisch eine Lockerung des Prothesenstiels festgestellt werden mußte, die sich kaum durch Resorption von Knochengewebe erklären ließ.

Zu 2: Die Inspektion eines mit dem Prothesenstiel-Raspatorium ausgehöhlten und anschließend mit Knochenzement gefüllten Femurmarkkanals zeigt deutlich, daß im unteren Teil der Zementfüllung der Hauptkontakt nicht mehr durch Spongiosa, sondern durch das Endost, also die unregelmäßigen aber viel stabileren Vorsprünge der Innenfläche des Femurschaftes gebildet wird. Eine in axialer Richtung auftreffende Scherkraft wirkt sich somit nicht nur auf das Maschenwerk der Spongiosa, sondern auch auf das Endost des Femurschaftes aus. Außerdem ist bei der Konstruktion der meisten Endoprothesen zu berücksichtigen, daß durch den "Kragen" des Prothesenstiels eine zusätzliche Abstützung am Adam'schen Bogen stattfindet und somit ein weiterer Faktor gegeben ist, der sich Scherkraft vermindern auswirkt. Diese Überlegungen sind zu berücksichtigen, wenn man die sich auf die Gesamtfläche des Zementzylinders auswirkende Scherkraft berechnen will. Man kommt dann doch wohl zu dem Schluß, daß hier eine Differenzierung aufgrund des garnicht mehr faßbaren Übereinandergreifens sehr verschiedener Faktoren kaum noch möglich ist.

Zu 3: Die Konuswirkung wird in Kapitel 7.3 erläutert. Als wesentliches Merkmal tritt hier eine Umfangsbeanspruchung des Konusmantels (also des Knochens) auf. Wie CHARNLEY bereits feststellte, wird die Konuswirkung durch die unregelmäßig gestaltete Oberfläche des Zementkonus weitgehend abgeschwächt und die normalerweise auftretenden Umfangsspannungen in axiale Druckspannungen umgewandelt. In diesem Zusammenhang erscheint allerdings der Hinweis wichtig, daß durch die queren Vorsprünge am Zementzylinder, sofern diese eine gewisse Größe überschreiten, die Konuswirkung überhaupt aufgehoben wird. Ganz einfach läßt sich diese Situation durch folgendes Beispiel demonstrieren: Man stelle sich die Klinge einer Axt mit queren Zacken versehen in ein Holzstück eingewachsen vor. Es ist leicht zu verstehen, daß bei Einwirkung einer Kraft  $P$  in axialer Richtung unter den gegebenen Umständen fast nur Druckspannungen, jedoch keine Umfangsspannungen auftreten.

6.0 EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNGEN DER KRAFT-  
ÜBERTRAGUNG VOM ZEMENT AUF DEN KNOCHEN AM  
MENSCHLICHEN FEMUR

Aufgabenstellung:

1. Das Problem der Übertragbarkeit einer in den Knochen-  
zement eingeleiteten Kraft auf den umgebenden Knochen soll  
experimentell geklärt werden.
2. Für den Übertragungsmodus ist ein entsprechendes Indiz er-  
forderlich.
3. Von besonderem Interesse ist die Beantwortung der Frage,  
welche Schubfestigkeit die Knochen-Zement-Verbindung be-  
sitzt.
  - a) Im Bereiche der reinen Spongiosa der proximalen und  
distalen Femurmetaphyse und
  - b) im Bereiche des Femurschaftes, wo der Zement direkt  
der unregelmäßig gestalteten inneren Rindenschicht (ohne  
Zwischenschaltung von Markgewebe) anliegt.

7.0 DIE AUFTRETENDEN KRÄFTE BEI DER KNOCHEN-ZEMENT-  
VERBINDUNG AM RÖHRENKNOCHEN UNTER BERÜCKSICH-  
TIGUNG DER GEOMETRISCHEN FORM UND OBERFLÄCHEN-  
BESCHAFFENHEIT

Die unterschiedlichen Situationen, welche bei der Füllung eines Röhrenknochens mit Knochenzement auftreten können, sind durch die wechselnde geometrische Form der Innenhöhle des Knochens sowie durch die Beschaffenheit der inneren Oberfläche bedingt.

Es ist außerordentlich wichtig, diese Tatsache vor Beginn einer experimentellen Untersuchung der Knochen-Zement-Verbindung einer klaren Analyse zu unterziehen und eine entsprechende Differenzierung vorzunehmen. Die nachfolgend aufgeführten Beispiele sind als Modellfälle anzusehen und treten in vivo meist kombiniert auf. Sie wurden bewußt vereinfacht, um das Verständnis zu erleichtern. Nur so ist es möglich, das "biologische Objekt" Knochen in den Rahmen einer von technischen und physikalischen Überlegungen bestimmten Untersuchung zu bringen. Es wurde bewußt eine schematisierte Darstellung gewählt, um die Bedeutung analoger Gesichtspunkte unter verschiedenen Bedingungen besser zum Ausdruck bringen zu können und wiederkehrende Gesetzmäßigkeiten entsprechend hervorzuheben.

### 7.1 FALL 1:

Zylinderform des Knochens

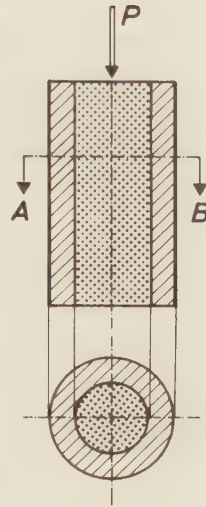
Innenfläche glatt

keine Haftung des Zementzylinders

(Abb. 13)

Hierbei handelt es sich zwar um eine Hypothese, jedoch ist die Überlegung zum Verständnis der weiteren Ausführungen wichtig. Zylinderform eines Röhrenknochenfragmentes vom menschlichen Femur läßt sich durch Begrenzung der Länge desselben und Ausgleich der Schnittflächen auch bei gekrümmter

Knochenachse erreichen (Abb. 14). In der schematischen Darstellung wurden die Verhältnisse bewußt übertrieben dargestellt.



**Querschnitt A-B**

Abb. 13

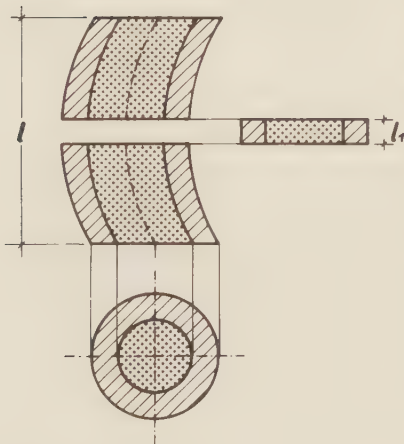


Abb. 14

Die Innenfläche kann durch sauberes Ausbohren geglättet werden. Füllt man nun in ein solches zylindrisch zubereitetes und auch zylinderförmig ausgebohrtes Knochenstück Knochenzement ein, so muß dieser im Idealfall bei den vorgegebenen morphologischen Verhältnissen ebenfalls Zylinderform besitzen. Nach Einleiten einer Kraft  $P$  in der Längsachse des Zementzylinders müßte sich die Zementfüllung unter der Voraussetzung, daß tatsächlich keine

Haftung an der Wand stattfindet (der Reibungskoeffizient  $\mu = 0$  ist <sup>\*</sup>) wie ein gleitender Bolzen in einem zylindrischen Rohr verhalten. Das heißt, es werden keine Kräfte in axialer, radialer oder tangentialer Richtung übertragen.

Zusammenfassend läßt sich feststellen:

Es treten keine Spannungen in Umfangsrichtung ( $\sigma$  tangential), keine vom Mittelpunkt ausgehenden Spannungen ( $\sigma$  radial) und keine Spannungen in Richtung der Längsachse ( $\sigma$  axial) auf.

|                     |   |   |
|---------------------|---|---|
| $\sigma$ tangential | = | 0 |
| $\sigma$ radial     | = | 0 |
| $\sigma$ axial      | = | 0 |

<sup>\*</sup> (Unter Reibungskoeffizient  $\mu = \frac{F}{N}$  versteht man das Verhältnis der sich berührenden Oberflächen zur Kraft, mit der diese Flächen aufeinander gedrückt werden. Dabei überwiegt die Oberflächenbeschaffenheit die Bedeutung der Flächengröße  
 $F$  = Fläche,  $N$  = Normalkraft)

2.2 FALL 2:

Zylinderform des Knochens

Innenfläche angeraut

Haftung des Zementzylinders

(Abb. 15)

Hinsichtlich der geometrischen Form liegt die gleiche Situation wie bei Fall 1 vor. Durch die Haftung des Zementzylinders an der Innenwand treten jetzt aber bei Einwirkung einer äußeren Kraft  $P$  in der Längsachse Schubbeanspruchungen

in der Knochenröhre, das heißt Axialspannungen auf. Diese Schubkräfte werden durch die Haftung des Zylinders an der Knochenwand selbst übertragen. Ein Austreiben des Zementes ist möglich, sobald die Schubspannungen resultierend aus der angreifenden Kraft  $P$  und dem Umfang des Zementzylinders größer werden als die Haftkraft oder die Haftspannung an der Wand. Tangentialspannungen entstehen zunächst nicht. Sie sollen ebenso wie vom Mittelpunkt ausgehende Spannungen hier bewußt ausgeklammert werden (siehe auch 7.5). Die vorhandene Verbindung wäre auch als Verhakung vorstellbar.

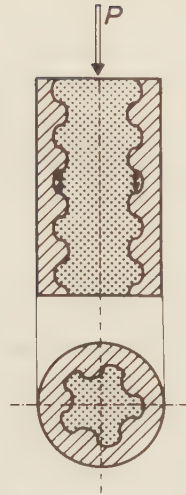


Abb. 15

Zusammenfassend kann man also wiederum sagen:

Bei der beschriebenen Situation treten keine Spannungen in Umfangsrichtung ( $\sigma$  tangential) und keine vom Mittelpunkt ausgehenden Spannungen ( $\sigma$  radial) auf. Hingegen entstehen Spannungen in Richtung der Längsachse ( $\sigma$  axial).

$$\sigma_{\text{tangential}} = 0, \quad \sigma_{\text{radial}} = 0, \quad \sigma_{\text{axial}} \neq 0$$

7.3 FALL 3:

Konusform des Knochens

Innenfläche glatt

keine Haftung der Zementfüllung

(Abb. 16)

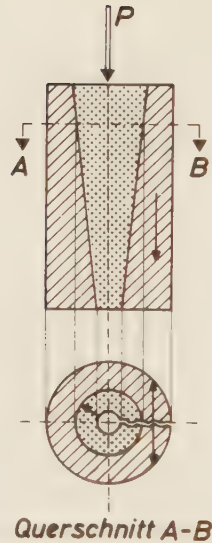


Abb. 16

Wie aus der Abbildung hervorgeht, muß man sich die Innenfläche des Knochens hierbei als Konus vorstellen. In der Regel wählt man den Öffnungswinkel  $\alpha$  so, daß er kleiner als der Reibungswinkel  $\rho$  ist. ( $\rho$  wird über den Reibungskoeffizienten definiert). Bei völlig glatt polierten Wänden ohne Verhakung und genauer Übereinstimmung der beiden Konen kann man den Innenkonus mit einer bestimmten Kraft einsetzen und umdrehen. Er fällt dann nicht mehr heraus, sondern wird durch Selbsthemmung gehalten.

Bei zusätzlicher Einwirkung einer Kraft  $P$  in axialer Richtung treten jetzt aber Umfangsspannungen auf, die sich in Form einer Aufweitung des Knochens bemerkbar machen. Durch das Aufweiten kommt es auch zu Spannungen in radialer Richtung sowie zu einem bestimmten Anteil von Axialspannungen. Bei der Situation, die auf Abb. 16 dargestellt ist, liegt nun ein sogenannter rotations-symmetrischer Zustand vor, das heißt an jeder Stelle eines bestimmten Querschnittes sind die Umfangs-, Radial- und Axialspannungen gleich. Unterschiede finden sich nur in den einzelnen Höhen und zwar wegen der verschiedenen Querschnitte. Unter der Bedingung, daß der Werkstoff mit den gegebenen Kräften zu Bruch gebracht werden kann, würde nun beim Konus folgendes

eintreten:

Im elastischen Bereich würde er sich bei genügend kleinem Winkel (das heißt der Konus muß spitz genug sein, um die Reibung zu überwinden) ein Stück weit herausdrücken.

Im plastischen Bereich und insbesondere bei einem spröden Werkstoff müßte der äußere Konusmantel (in unserem Fall also der Knochen) unter der gleichzeitigen Voraussetzung, daß ein rotations-symmetrischer Zustand vorliegt, in Längsrichtung aufreißen, da er unter Zugbeanspruchung steht. Kritische Zugbeanspruchungen liegen dabei in Tangential- oder Umfangsrichtung. Die Radialspannungen haben keine große Bedeutung, da sie wesentlich kleiner sind.

Auch die Axialspannungen brauchen in diesem Zusammenhang nicht berücksichtigt werden, da sie als Druckspannungen zur Auswirkung kommen und ein Körper auf Druck meist am stärksten beanspruchbar ist, das heißt sehr viel später als unter Zugspannungen und zwar meist infolge von Schwachstellen zu Bruch geht.

Bei einem homogenen und isotropen Werkstoff müßte der Konusmantel an seiner schwächsten Stelle aufreißen.<sup>\*</sup> Diese ist bei einem rotationssymmetrischen System aber nicht vorher bestimmbar. Theoretisch wäre es sogar möglich, daß er an mehreren Stellen aufreißt. Beim Knochen wird die Situation dadurch

<sup>\*</sup> Homogenität = Alle Eigenschaften sind über den Raum gleichmäßig verteilt,

Isotropie = Keine Richtungsabhängigkeit der Eigenschaften

noch schwieriger, daß es sich um ein anisotropes und inhomogenes Material handelt, dessen Festigkeit in axialer Richtung anders als in Umfangsrichtung ist. Knochen kann auf Druck und Zug jedoch nicht auf Aufweitung belastet werden. Er ist seiner Struktur nach nicht dazu prädestiniert einen Innendruck zu übernehmen. Die Inhomogenität spielt in diesem Zusammenhang nur eine untergeordnete Rolle.

Die Beanspruchung durch den Konus ist also in erster Linie eine Umfangsbeanspruchung. Beim Knochen kommt zusätzlich die verminderte Festigkeit in Umfangsrichtung hinzu, sodaß er in Längsrichtung aufreißen muß. Unter der Voraussetzung exakter rotationssymmetrischer Verhältnisse müßte natürlich vor dem Bruch die Aufweitung ebenfalls rotationssymmetrisch sein.

Zusammenfassend läßt sich diese dritte beschriebene Situation hinsichtlich der auftretenden Spannungen wieder folgendermaßen ausdrücken:

Unter der Voraussetzung einer Konusform des Knochens mit glatter Innenfläche ohne Haftung des Zementzylinders an der Wand und einem Öffnungswinkel  $\alpha$ , der kleiner als der Reibungswinkel  $\rho$  ist, gilt:

Es treten sowohl Spannungen in Umfangsrichtung ( $\sigma$  tangential) als auch vom Mittelpunkt ausgehende Spannungen ( $\sigma$  radial) und Spannungen in Richtung der Längsachse ( $\sigma$  axial) auf.

|                     |          |
|---------------------|----------|
| $\sigma$ tangential | $\neq 0$ |
| $\sigma$ radial     | $\neq 0$ |
| $\sigma$ axial      | $\neq 0$ |

Die vorangegangenen Ausführungen haben gezeigt, daß der Konus im "Normalfall" bei einem Versagen an einer unbekannten Stelle aufreißt. Unter folgenden 3 Voraussetzungen läßt sich jedoch auch bei der Konusbeanspruchung die Bruchstelle vorher bestimmen:

1. Bei Anisotropie der Eigenschaften auf dem Umfang (Abb. 17a) ,
2. bei nicht rotationssymmetrischem System (Abb. 17b) und
3. bei ungleicher Wanddicke (Abb. 17c).

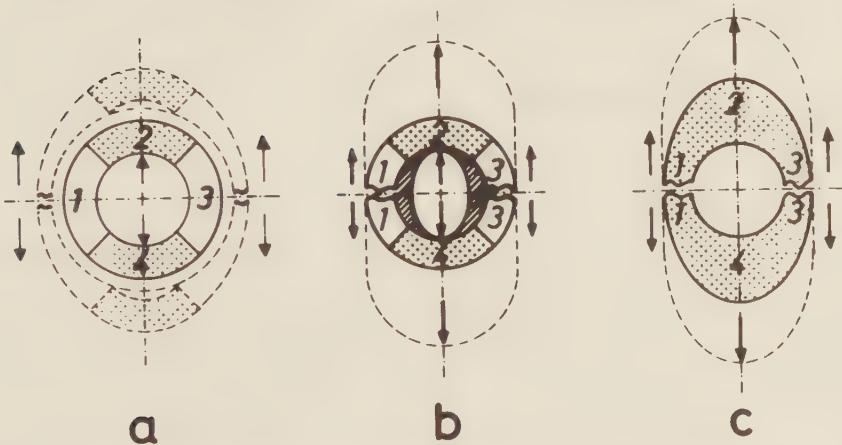


Abb. 17: Vorherbestimmbarkeit der Bruchstelle bei der Konusbeanspruchung.

a) Anisotropie der Eigenschaften auf dem Umfang, b) nicht rotationssymmetrisches System, c) ungleiche Wanddicke.

Zu 1:

Eine Anisotropie der Eigenschaften kann man sich sehr leicht durch folgendes Beispiel vergegenwärtigen:

Bei einem Gummischlauch, wie er auf Abb. 17a schematisch im Querschnitt dargestellt ist, bestehen die Segmente 1 und 3 aus Gummi, die Segmente 2 und 4 hingegen aus Stahl. Es ist leicht zu verstehen, daß beim Eindrücken eines kreisrunden Stahlkonus eine ovaläre Verformung in vorher bestimmbarer Richtung eintreten muß. Die beiden Stahlfragmente (2 und 4) werden nämlich auseinander gedrückt ohne ihre Form zu ändern. Dadurch werden die beiden Gummiabschnitte in die Länge gezogen. Es handelt sich also um ein rotationssymmetrisches System, dessen elastische Eigenschaften auf dem Umfang in einem bestimmten Bereich unterschiedlich sind.

Zu 2:

Ein nicht rotationssymmetrisches System ist schematisch auf Abbildung 17b dargestellt. Eine Anlage des Innenkonus ist nur in der Richtung 2 und 4 gegeben, hingegen besteht in der Richtung 1 und 3 ein gewisser Spielraum zwischen dem Innenkonus und dem Konusmantel (Modell: Zement-Knochen). Wird der Konus nun durch eine bestimmte Kraft  $P$  axial eingedrückt, so muß es zunächst in der Richtung 2 - 4 zu einer Erweiterung des Außenmantels kommen. Im Fall des Knochenzementes würde dies bedeuten, daß der Knochen zum Oval zerdrückt wird. Bei Vergrößerung des Durchmessers in Richtung 2 - 4 muß sich also der Durchmesser in Richtung 1 - 3 gleichzeitig verkleinern (der experimentelle Nachweis konnte durch Anlegen von Feinmeßuhren an den genannten 4 Stellen geführt werden (siehe Seite 60).

Zu 3:

Eine ungleiche Wanddicke hat wiederum auch bei rotationssymmetrischem System eine unregelmäßige Verformung zur Folge. Auf Abb. 17c wurde diese Situation schematisch dargestellt. Bei 1 und 3 ist die Wanddicke nur etwa halb so stark wie bei 2 und 4. Treibt man einen rotationssymmetrischen Konus ein, so wandern infolge der durch die schwächere Wanddicke nur in dieser Richtung herabgesetzten Festigkeit gegenüber Umfangsspannungen die Abschnitte 2 und 4 auseinander, wodurch wiederum 1 und 3 einander genähert werden. Ein solches Verhalten ist unabhängig vom Elastizitätsmodul.

7.4 FALL 4:

Zylinderform des Knochens  
als gekrümmte Röhre  
Innenfläche glatt oder ange-  
raut  
mit oder ohne Haftung an der  
Wand (Abb. 18)

Hierbei kommt es zu einer  
komplizierten Überlagerung  
aller bereits beschriebenen  
Situationen. Bei der Kraft-  
übertragung der Zementfüllung  
auf den Knochen sind folgende  
Faktoren zu berücksichtigen:

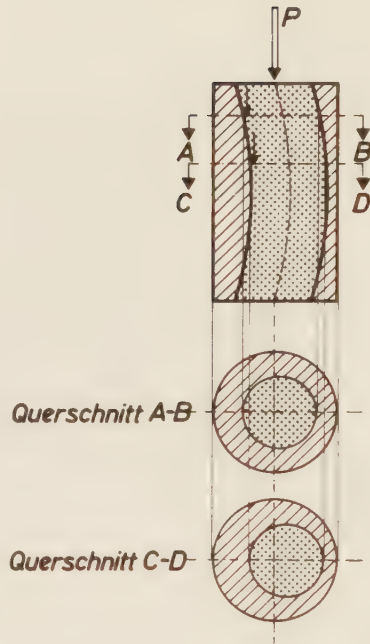


Abb. 18

- a) gekrümmte Achse (Röhre)
- b) Unregelmäßigkeit der Oberfläche (Verhakungen, mechanische Verankerung, auf Abb. 18 nicht dargestellt)
- c) Konuswirkung
- d) ungleiche Wanddicke
- e) ungleicher Querschnitt

Beim Einwirken einer äußeren Kraft  $P$  in axialer Richtung stützt sich der gebogene Zementzylinder auf den verschiedenen Querschnittsflächen  $Q_1$  (A-B),  $Q_2$  (C-D),  $Q_3$  etc. ab. In genügend kleiner Dimension betrachtet, würden diese Querschnittsflächen in unterschiedlichen Höhenlagen kleinen Treppenstufen entsprechen, an denen Schubspannungen übertragen werden. Die Unregelmäßigkeit der Oberfläche wirkt im gleichen Sinne.

Durch die Konuswirkung treten wiederum Umfangsspannungen im Sinne einer Aufweitung und auch Radialspannungen auf.

Ungleiche Wanddicke und ungleicher Querschnitt bewirken zusätzlich eine Verkomplizierung des Systems, in dem man die Bruchstellen bei axialer Belastung zwar in etwa voraussagen, jedoch **nur** sehr schwierig berechnen kann. In jedem Falle gelten aber bezüglich der Spannungen auch die für Fall 3 getroffenen Feststellungen:

Es treten sowohl Spannungen in Umfangsrichtung (  $\sigma$  tangential) als auch vom Mittelpunkt ausgehende Spannungen (  $\sigma$  radial) und Spannungen in Richtung der Längsachse (  $\sigma$  axial) auf.

|                     |          |
|---------------------|----------|
| $\sigma$ tangential | $\neq 0$ |
| $\sigma$ radial     | $\neq 0$ |
| $\sigma$ axial      | $\neq 0$ |

## 7.5 Die Aufweitung des Knochens durch eine Zementfüllung

Aus prinzipiellen Erwägungen wurde im vorangegangenen Kapitel nur eine mögliche Aufweitung des Knochens durch die geometrische Form der Zementfüllung berücksichtigt. Eine Aufweitung würde in diesem Falle den beschriebenen Tangential- und Radialspannungen entsprechen.

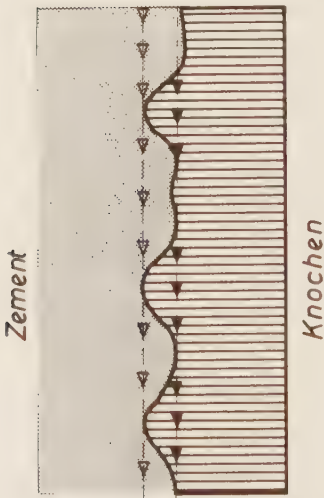
Durch die Unregelmäßigkeit der Innenfläche des Knochens - die ja der gleichen Unregelmäßigkeit der Zementfüllung entspricht - werden zunächst Spannungen in axialer Richtung, also Druckspannungen, übertragen.

Bei unregelmäßiger innerer Oberfläche des Knochens, wie sie auf Abb. 19 dargestellt ist, und gleichzeitiger Ausfüllung aller

Unebenheiten durch Knochenzement ergeben sich nun wiederum bei Einwirkung einer Kraft  $P$  in axialer Richtung zwei Möglichkeiten:

Überwiegt die an den vorstehenden Knochenbälkchen zur Auswirkung kommende axiale Druckkraft  $P$  die Festigkeit derselben, so muß es zu einem Abscheren der Knochenbälkchen ohne Aufweitung des Knochens kommen (Scherfläche  $a$ ).

Tritt jedoch vor Auswirkung der gesamten Druckkraft in axialer Richtung durch ein Vorbeigleiten der Zement-



**b a**

Abb. 19

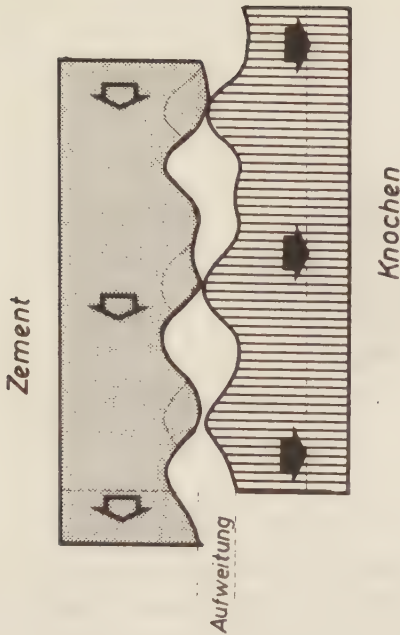


Abb. 20  
weitung des Knochens durch die unter axialer Krafteinwirkung stehende Zementfüllung in verschiedenen Richtungen messen. Im Rahmen der Vorversuche wurden solche Messungen in 4 Quadranten (siehe Abb. 30) an mehreren Femurfragmenten aus der proximalen und distalen Femurmetaphyse sowie aus dem Femurschaft durchgeführt.

Einige typische Situationen sind in den folgenden Abbildungen schematisch dargestellt, indem die mittleren Querschnitte der untersuchten Knochenfragmente mit Pfeilen versehen wurden, aus denen die Aufweitung des Knochens in der entsprechenden Richtung in einem vergrößerten Maßstab ( $1 \text{ mm} = 0,01$ ) hervorgeht.

füllung an den Knochenbälkchen eine Aufweitung des Knochens ein, so treten auch hierdurch Tangential- und Radialspannungen auf, wie sie bereits bei der Konuswirkung beschrieben wurden (Abb. 20).

Das Maß der Aufweitung ist wiederum vom Verhältnis der Kompressibilität der Zementfüllung einerseits und der Widerstandskraft des Knochens gegenüber Umfangsspannungen andererseits abhängig. Mit Feinmeßuhren (siehe auch Kapitel 8.2) läßt sich die Auf-

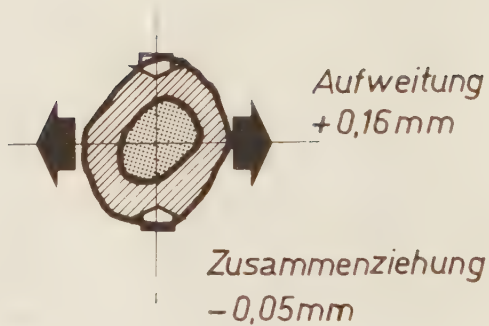


Abb. 21:

Beispiel 1: Femurschaftfragment, Länge  $20 \pm 1$  mm, Innenfläche auskürettiert, Form der Zementfüllung = angedeutet nach unten offener Konus.

Unter einer axialen Belastung von annähernd 300 kp tritt vor dem Austreiben des Zementzylinders eine Aufweitung des Knochens in querer Richtung von 0,16 mm ein. Gleichzeitig verkleinert sich der senkrecht dazu verlaufende Durchmesser um 0,05 mm. Für die einseitige Aufweitung ist hier sicherlich die Tatsache ausschlaggebend, daß es sich um ein nicht rotationssymmetrisches System handelt.

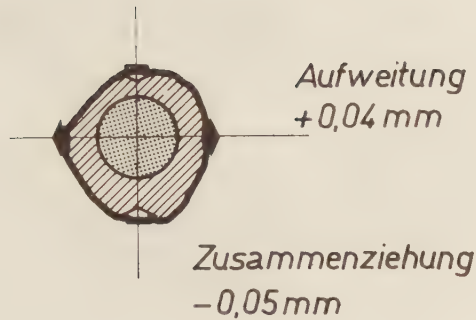


Abb. 22:

Beispiel 2: Femurschaftfragment, Länge  $20 \pm 1\text{ mm}$ , Innenfläche ausgebohrt, Form der Zementfüllung: zylindrisch. Hier trat erwartungsgemäß bei einer maximalen Krafteinwirkung von etwa 20 kp vor dem Austreiben des Zementzylinders nur eine Aufweitung des Knochenmantels in Querrichtung von 0,04 mm auf, der eine Verkleinerung des entgegengesetzt dazu verlaufenden Durchmessers von 0,05 mm gegenübersteht.

Man darf jedoch annehmen, daß die angegebenen Zahlen noch im Bereich des Meßfehlers liegen und hier die Situation des bereits beschriebenen Falles 1 (Zylinderform des Knochens, Innenfläche glatt, keine Haftung des Zementzylinders) vorliegt.



Abb. 23:

Beispiel 3: Fragment aus der proximalen Femurmetaphyse (in Höhe des Trochanter minor), Länge  $20 \pm 1$  mm, in die Spongiosasubstanz wurde ein rundes Bohrloch gesetzt. Unter einer axialen Belastung von etwa 200 kp trat hier in beiden entgegengesetzten Richtungen eine allerdings unterschiedliche Aufweitung auf.

Das Beispiel ist typisch für die mechanische "Pufferfunktion" des spongiösen Maschenwerks in der proximalen Femurmetaphyse. Im Vergleich zum Beispiel 1 ist die Schubfestigkeit der Knochen-Zement-Verbindung verglichen mit der größeren Umfangsfläche bei gleichzeitig geringerer Maximalkraft (200 kp gegenüber 300 kp) zwar kleiner, jedoch kommt es nicht zu einer Zusammenziehung in der rechtwinklig zur Aufweitung gelegenen Richtung.

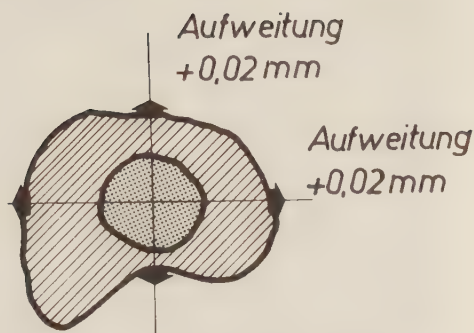


Abb. 24:

Beispiel 4: Fragment aus der distalen Femurmetaphyse, Länge  $20 \pm 1$  mm.

Auch hier wurde in die Spongiosasubstanz ein rundes Bohrloch angebracht. Bei axialer Belastung der Zementfüllung von etwa 130 kp tritt im Vergleich zu dem Fragment aus der Gegend des Trochanter minor (Beispiel 3) nur eine ganz geringe Aufweitung ein, dann kommt es bereits zum Austreiben des Zementzylinders. Wahrscheinlich liegen auch hier wie beim Beispiel 2 die äußerst kleinen Meßwerte im Bereiche der Streubreite des Meßfehlers. Die geringe Aufweitung in Verbindung mit der frühzeitigen Austreibung des Zementzylinders spricht für die mechanische Minderwertigkeit der Spongiosa in der distalen Femurmetaphyse.

Dieser Unterschied der "mechanischen Wertigkeit" der Spongiosa in der proximalen und distalen Femurmetaphyse geht wohl sehr

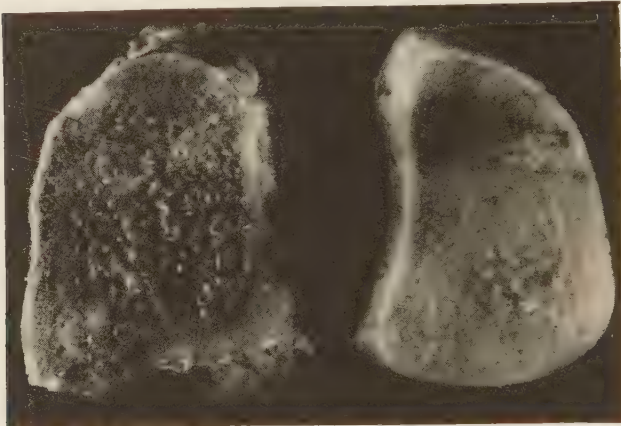


Abb. 25:

eindeutig auch aus der obigen Abbildung (Abb. 25) hervor. Es handelt sich dabei um die Präparate S - 1 (links) und S - 4 (rechts - siehe auch Versuchsprotokoll G - vor der Ausbohrung und Füllung mit Knochenzement. Man erkennt deutlich die unterschiedliche Struktur der Spongiosa. Im Trochanter minor-Bereich (links) findet sich ein gut ausgebildetes Bälkchenwerk, ähnlich der von CHARNLEY verglichenen Honigwabe, während rechts im Bild auf dem Fragment aus dem kniegelenksnahen Femurabschnitt eine relativ schwach entwickelte und mechanisch nicht leistungsfähige Spongiosa zur Darstellung kommt.

Die Abbildung 26 demonstriert abschließend die Zementfüllungen der geschilderten Beispiele 1 bis 4. Auch aus der Inspektion lassen sich analoge Folgerungen ziehen:

Man beachte bei 1 die geriffelte Oberfläche, die einen Abguß der Knocheninnenfläche darstellt. Bei der Austreibung des Zement-

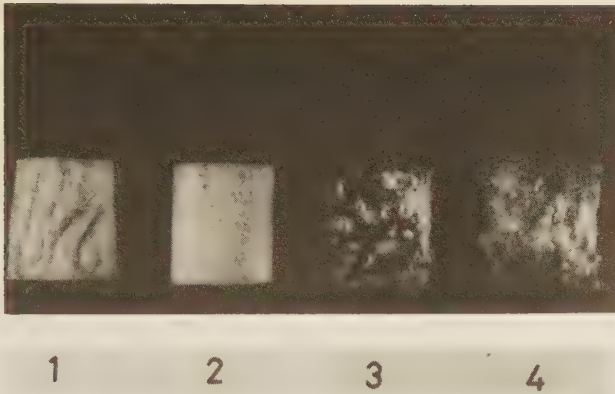


Abb. 26: Zementfüllungen der Beispiele 1 bis 4 (Abb. 21 bis 24) nach dem Aufweitungsversuch

zylinders kam es zu einem echten aneinander Vorbeigleiten von Zement und Knochen unter Aufweitung des letzteren. Der glatte Zylinder bei 2 konnte natürlich keine nennenswerte Aufweitung der Knochenröhre bewirken. Weder bei 1 noch bei 2 finden sich größere abgescherte Knochenteile.

3 ist die Zementfüllung aus dem Trochanter minor-Bereich. Die relativ stabilen Spongiosabälkchen haben die Umfangsspannungen im Sinne der Aufweitung zwar übertragen, jedoch ist es bei geringerer axialer Kraft (200 kp) als bei 1 (300 kp) zu einem Abscheren in der Spongiosa selbst gekommen, was die reichlich dem Zement anhaftenden Spongiosareste deutlich zeigen.

Auch bei 4 (im Bereiche der distalen Femurmetaphyse) ist es zu einem Abscheren im Spongiosabereich (bei 130 kp) gekommen. Die weiche, mechanisch minderwertige Spongiosa in diesem Femurabschnitt hat aber praktisch keinen Aufweitungseffekt übertragen. Außerdem finden sich vergleichsweise nur wenig Spongiosareste am Zementzylinder als Ausdruck des Versagens unmit-

telbar an der Knochen-Zement-Grenze.

#### Kommentar:

Eine Aufweitung der Knochen durch die unter axialer Krafteinwirkung stehende Zementfüllung tritt immer dann ein, wenn es zu einem echten Vorbeigleiten der Zementfüllung an den Unregelmäßigkeiten der Knocheninnenfläche kommt. Auskürettierte Femurschaftfragmente sind hierfür typisch.

Bei der glatten Knochenröhre kann schon aus geometrischen Gründen eine Aufweitung nicht eintreten.

Im spongiösen Maschenwerk kann ebenfalls ein Aufweitungseffekt beobachtet werden, jedoch nur im proximalen Femur mit seiner stabilen Spongiosastruktur (Abb. 25). Ein Vorbeigleiten des Zements am Knochen tritt hier nicht ein, es kommt vielmehr zu einem Abscheren der Knochenbälkchen in sich selbst, was zahlreiche Zementplomben, die nach dem Auszugsversuch genau kontrolliert wurden, beweisen.

In der distalen Femurspongiosa schert die Knochen-Zement-Verbindung ebenfalls im Maschenwerk der Spongiosa aber unter wesentlich geringeren Kräften ab, ohne daß hier eine nennenswerte Aufweitung zu beobachten wäre.

Abschließend ist festzustellen, daß sich anhand einer kleinen Serie von Aufweitungsmessungen folgende Tendenz abzeichnet:

Auch im Versuch werden durch die Unregelmäßigkeit der Knocheninnenfläche im Schaftbereich bei axialer Belastung der Zementfüllung Spannungen auf den Umfang übertragen. Das Maß der Aufweitung entspricht aber in gewissem Sinne einer entsprechenden Aufnahme von Druckkräften in axialer Richtung, was bei glatter Knocheninnenfläche (ausgebohrt) fast vollständig entfällt.

Im spongiösen Bereich ist nur die relativ stabile Spongiosastruktur des proximalen Femurendes in der Lage auch Umfangsspannungen weiterzuleiten, wobei gleichzeitig eine strukturell bedingte mechanische Pufferfunktion festzustellen ist. Die stets schwächere Spongiosa des kniegelenknahen Abschnitts überträgt entsprechend ihrer geringen Beanspruchbarkeit auf Scherkräfte auch Umfangsspannungen kaum.

### Die Frage der Kraftübertragung

Bei der Kraftübertragung vom Zement zum Knochen muß eine Angleichung von drei Komponenten erfolgen, sofern diese Kraftübertragung wirksam vor sich gehen soll:

1. Die Festigkeit der Knochenwand.
2. Die übrigbleibenden Teile der Spongiosa beziehungsweise die Vorsprünge der inneren Wand des Knochenschaftes müssen möglichst der Festigkeit der Knochenwand entsprechen.
3. Der Knochenzement muß auf die Festigkeit von Restspongiosa und Knochenwand abgestimmt sein.

Wenn man sich vorstellt, der Knochenzement hätte eine wesentlich geringere Festigkeit als die Spongiosa- oder Knochenbälkchen, dann würde der Zement in sich selbst abscheren (Abb. 19: Scherebene b). Sind aber die verbliebenen Knochenbälkchen wesentlich schwächer als die Knochenrindenschicht und der Zement, dann liegt die Scherebene in den Spongiosabälkchen (Abb. 19: Scherebene a).

Je optimaler die drei Eigenschaften aufeinander abgestimmt sind, um so besser ist die Kraftübertragung. Dieses Angleichen läßt sich stofflich nicht beeinflussen. Man muß also die Geometrie dahingehend verändern, daß man so viel von der Spongiosa oder den Knochenbälkchen der Rindenschicht stehen läßt, wie es die mechanische Verhakung gerade noch erfordert. Die minderwertige, das heißt zur Aufnahme von Scherkräften nicht geeignete Spongiosa sollte jedoch entfernt werden.

Wie oben ausgeführt, richtet sich die Scherebene nach der Festig-

keit des schwächsten Partners. Als bezogene Größe läßt sie sich durch die Formel: Kraft/Flächeneinheit definieren. Der verbleibende Querschnitt ist aber ebenfalls maßgebend. Man kann geringe Festigkeit durch große Wanddicke kompensieren. Die Wanddicke ist aber beim Knochen vorgegeben und infolgedessen ist hier ein Ausgleich nicht möglich.

Die beschriebenen Situationen wurden auf der Abb. 19 erläutert. Bei axialer Krafteinwirkung liegt die Scherebene entweder bei:

- a) den vorstehenden Knochenbälkchen, sofern diese festigkeitsmäßig der schwächere Partner sind. Wäre aber der Knochenzement der schwächere Partner, so müßte die Scherung bei
- b) stattfinden. Das würde zum Beispiel eintreten, wenn wir für den Versuch anstatt des Knochens ein Stahlrohr mit umlaufenden Rippen benutzt hätten, da der Stahl gegenüber dem Zement nicht abscheren kann. Ein solches Abscheren ist aber beim Zement möglich, trotzdem im gezeichneten Ausschnitt der Umfang (die Scherfläche) wesentlich größer ist. Dieser Größenunterschied wird jedoch von der Stahlwand durch eine höhere Festigkeit kompensiert. Bei den Festigkeitseigenschaften des Knochens ist eine solche Situation nicht denkbar.

Ein weiterer Faktor kommt noch hinzu, nämlich die Zähigkeit oder Nachgiebigkeit. Bei der auf Abb. 20 dargestellten Möglichkeit, erfolgt kein spröder Bruch und keine Abscherung, sondern es kommt zu einem aneinander Vorbeigleiten der beiden Komponenten Zement und Knochen.

## MÖGLICHKEITEN DER VERSUCHSANORDNUNG UNTER BERÜCKSICHTIGUNG DER SPEZIELLEN FRAGESTELLUNG

Die Messung der Übertragbarkeit einer in den Knochenzement eingeleiteten Kraft auf den umgebenden Knochen kann auf direktem oder indirektem Wege erfolgen.

Im Rahmen der Vorversuche standen drei Verfahren zur Diskussion, deren Zweckmäßigkeit abzuklären war.

1. Die Ermittlung der Haftung zwischen Knochenzement und Knochen mittels Dehnungsmessung durch Dehnungsmeßstreifen (indirekte Methode).
2. Die Prüfung der Haftfestigkeit des Verbundes von Zement und Knochen mittels Stauchungsmessung durch Feinmeßuhren (indirekte Methode) und
3. Die Bestimmung der Haftfestigkeit zwischen Knochenzement und Knochen im Zugversuch (direkte Methode).

Bei der Auswahl des Verfahrens sind verschiedene Gesichtspunkte zu berücksichtigen:

Die Versuchsbedingungen sind klar zu definieren, um die Reproduzierbarkeit der Versuche zu gewährleisten.

Objektive Kriterien für ein bestimmtes Ergebnis müssen überschaubar sein.

Nur eine rationelle Durchführung bietet die Möglichkeit, diese Anforderungen zu erfüllen.

Im gleichen Zusammenhang ergibt sich wiederum die Frage, ob ein repräsentatives Ergebnis bereits mit einer kleineren Zahl von Versuchen zu erlangen ist, oder ob hierzu eine Versuchsserie größeren Umfanges erforderlich wird.

8.1 Die Ermittlung der Haftung zwischen Knochen-  
zement und Knochen mittels  
D e h n u n g s m e s s u n g durch Dehnungs-  
meßstreifen (indirekte Methode)

Dehnungsmeßstreifen bestehen meist aus einem dünnen Draht, der mäanderförmig auf einen Papierstreifen aufgeklebt ist. Mit der Meßlänge ändert sich auch der elektrische Widerstand des Drahtes. Die Dehnungsmeßstreifen werden als Widerstand in eine Wheatstonesche Brücke geschaltet. Durchgeleitete Ströme können auf dem Wege über einen Meßverstärker auf einem entsprechenden Anzeigegerät sichtbar gemacht und registriert werden.

Mit Dehnungsmeßstreifen lassen sich die bei Belastung eines Körpers durch Zug, Druck, Biegung oder Verdrehung auftretenden Verformungen messen. Auch am Knochen wurden solche Untersuchungen bei verschiedenen Fragestellungen durchgeführt (BLAIMONT, BURNY, FRANKEL, HIRSCH, MARNEFFE, PERREN, WAGNER u. a. ).

Der besondere Vorteil der Dehnungsmeßstreifen besteht darin, auch sehr kleine Verformungen sicher messen zu können.

Nachteile der Methode sind unter anderem in folgenden Faktoren gegeben: Die Anbringung auf feuchtem Knochen ist schwierig und aufwendig. Für die Durchführung der Messungen sind komplizierte und kostspielige Apparaturen notwendig, deren Anwendung lange Erfahrung im Umgang mit elektronischen Meßeinrichtungen erfordert, um zu verwertbaren Ergebnissen zu kommen. Wegen der aufwendigen Montage sind die Dehnungsmeßstreifen für die

Durchführung einer großen Serie von Versuchen an zahlreichen Präparaten wenig geeignet.

## 8.2 Die Prüfung der Haftfestigkeit des Verbundes von Zement und Knochen mittels Stauchungs- messung durch Meßuhren (indirekte Methode)

Unter einer Meßuhr versteht man ein Längenmeßgerät, bei dem durch die Bewegung eines Tastbolzens über eine entsprechende Übersetzung der Meßwert auf einer Kreis-Skala angezeigt wird. Die handelsüblichen Modelle ermöglichen Messungen mit einer Ablesegenauigkeit von 0,01 mm bei einer Meßlänge von 10 mm und dem Meßgenauigkeitsgrad 1 (nach DIN 878). Es gibt auch Modelle mit einer Ablesegenauigkeit von 0,001 mm. Die Meßuhren werden mittels Spezialstativen an den Prüfkörper angelegt und es kann somit das Maß einer Durchbiegung oder einer Längen- und Dickenveränderung entsprechend der obengenannten Genauigkeit abgelesen werden. Bei einem Teil der Versuche wurde dieses Verfahren gewählt. Die Genauigkeit der erhaltenen Meßwerte hängt jedoch nur zum Teil von der Meßuhr selbst, zum Teil aber auch von ihrer Applikationsweise ab.

Die Abb. 28 zeigt eine entsprechende Versuchsanordnung, bei der in einer Biegepresse mittels eines Metallstempels eine axiale Kraft auf die Zementfüllung eines zylindrischen Femurfragmentes ausgeübt wurde. Durch Meßuhren in verschiedener Anordnung wurde sowohl die Stauchung des Knochens (Abb. 29) als auch das Austreiben des Zementzylinders und die gleichzeitig stattfindende Aufweitung des Knochens in vier verschiedenen Sektoren gemessen (Abb. 30). Diese auf den erstenBlick eindeutig erscheinende

Versuchsanordnung birgt aber auch Fehlermöglichkeiten in sich, welche die Möglichkeit reproduzierbare Ergebnisse zu erhalten beeinträchtigen.

- a) Krafteinleitung: Die Größe des krafteinleitenden Metallstempels kann durch Auswechseln verschiedener Modelle den Dimensionen der Zementfüllung angepaßt werden. Der Druckversuch (siehe S. ) hat aber gezeigt, daß es sich beim Kunststoff Palacos um einen relativ elastischen Werkstoff handelt. Aus diesem Grunde wird die Zementfüllung an der Krafteinleitungsstelle durch den Stempel auch in die Breite gedrückt, was mit einer zusätzlichen Sprengwirkung auf den Knochenmantel verbunden ist. Der Beweis läßt sich durch genaue Inspektion entsprechender Präparate nach dem Versuch erbringen, an denen man deutlich erkennt, daß sich die Zementfüllung am Ort der Krafteinleitung etwas verbreitert hat.
- b) Ebene Auflagefläche: Von der metallischen Auflagefläche kann man bei guter Bearbeitung annehmen, daß keine nennenswerten Unebenheiten vorliegen, die das Meßergebnis beeinflussen könnten.
- Der Knochen jedoch ist abgesägt und man erkennt bei starker Vergrößerung (Abb. 27) an der Schnittfläche den sogenannten Sägezahn.

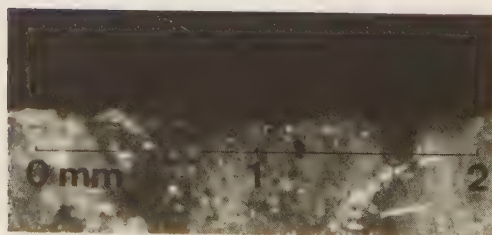


Abb. 27: Typischer "Sägezahn", 42-fache Vergrößerung

Es handelt sich also nicht um eine mikroskopisch glatte Fläche, sondern um viele kleine Zacken. Die vom Zement auf den Knochen übertragene Kraft trifft somit zunächst auf eine relativ kleine Fläche. Bei zunehmender Kraft werden die Spitzen des Sägezahns plastisch deformiert und platten sich ab. Man kann also aus den von der Meßuhr abgelesenen Werten zunächst noch nicht sagen, wo die elastische oder gar plastische Verformung des Knochens beginnt und welcher Anteil zu Lasten der plastischen Deformation an der Auflagefläche geht. Nach den Erfahrungen aus der Materialprüfung werden sehr häufig solche Setzeffekte mitgemessen. Sie gehen dann gravierend in das Ergebnis ein. Durch Zwischenschaltung eines dünnen Knochen-Zement-Ringes ließe sich allerdings der Setzeffekt weitgehend ausschalten.

Meßgenauigkeit: Die Stauchung des Knochens, die man bei ebener Auflagefläche (siehe oben) von einer dem oberen Knochenrand anliegenden Feinmeßuhr ablesen kann, läßt sich als indirektes Maß der Kraftübertragung vom Zement auf den Knochen verwerten. Die gemessene Austreibung des Zementzylinders gibt unter Bezug auf die einwirkende Kraft  $P$  Auskunft über die Schubfestigkeit der Knochen-Zement-Verbindung.

Wegen der leicht gebogenen Längsachse und der unterschiedlich weiten Markhöhle des menschlichen Oberschenkelknochens müssen aber die Fragmente möglichst kurz geschnitten werden, um die Genauigkeit des Meßergebnisses durch die Gestalt des Achsenschnittes (Konusform etc.) nicht wesentlich zu beeinflussen. Hierauf wurde bereits hingewiesen. Bei Knochenfragmenten von 2 cm Länge wäre - wie sich experimentell gezeigt hat - eine Meßgenauigkeit erforderlich, die in der Größenordnung von  $0,1 \mu\text{m}$  liegt, da die absoluten Längenänderungen des

Knochens bei diesen Versuchen in der Größenordnung von 3 - 5  $\mu\text{m}$  zu suchen sind. Entsprechende Experimente wurden im Rahmen der Vorversuche zwar durchgeführt, jedoch sind die Ergebnisse wegen der außerordentlich schwierigen Kraftübertragungs- und Krafteinleitungsverhältnisse vom Zement **auf den Knochen sehr schwierig** zu interpretieren, sodaß von **dieser Messung der Stauchung des Knochens in größerem Rahmen Abstand** genommen wurde.

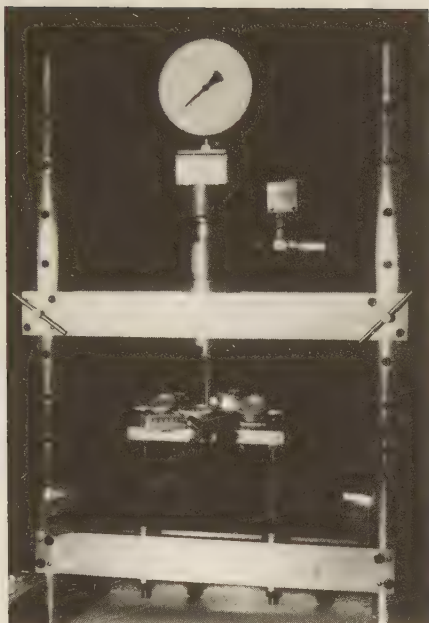


Abb. 28: Hydraulische Presse, die speziell für Biege- und Druckversuche am menschlichen Femurknochen konstruiert wurde (KUCHENHART, OEST). Der Rahmen ist verstellbar (Größe 95 . 59 cm).

Am Untergestell ist ein separater Lagerungstisch. (Größe 26,0 • 7,0 cm) mittels Gewindebolzen befestigt. Der Lagerungstisch ist mit einem zentralen Ausbruch versehen, in den ringförmige auswechselbare Einsätze von unterschiedlichem Innendurchmesser eingelegt werden können.

Die Feinmeßuhren werden mittels Magnetstativen am Rahmen beziehungsweise am Lagerungstisch befestigt. Dimensionen der Rahmenträger und Konstruktion wurden unter Berücksichtigung des verwendeten Spezialstahles darauf abgestimmt, eine Aufbiegung innerhalb einer Beanspruchung bis  $\pm 800$  kp auszuschließen, so daß keine Verfälschung der Meßergebnisse auftreten kann. Eichung der Hydraulik durch Institut für Werkstoffkunde der Technischen Hochschule Darmstadt.

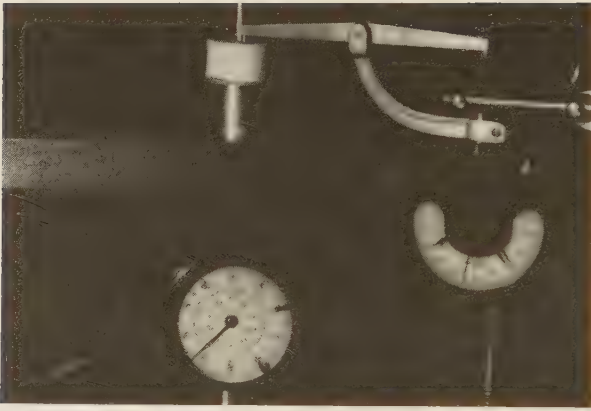


Abb. 29: Anordnung der Feinmeßuhren zur Messung der Stauchung des Knochens bei Einleitung einer axial wirkenden Scherkraft  $P$  mittels zentral auf der Zementfüllung sitzendem Druckstempel. Gleichzeitig kann mit einer zweiten Meßuhr die Austreibung des Zementzylinders gemessen werden.



Abb. 30: Anordnung der Feinmeßuhren zur Messung der Aufweitung des Knochens in 4 Richtungen bei Einleitung einer axial wirkenden Scherkraft  $P$  mittels zentral auf der Zementfüllung sitzendem Druckstempel

## Die Bestimmung der Haftfestigkeit zwischen Knochenzement und Knochen im Zugversuch

Ein Röhrenknochenfragment bestimmter Länge wird nach Vorbehandlung der Innenfläche in der jeweiligen Präparationsform und Zementfüllung durch die Längsachse mit einem Gewindebolzen versehen (Abb. 33, 38).

Nach Einspannen in eine Universalprüfmaschine (Abb. 31, 32, 33) läßt sich über den Gewindestab durch Zug eine Kraft einleiten. Gegenüber der Krafteinleitung durch einen Druckbolzen bietet diese Anordnung zwei große Vorteile:

- a) Der Gewindestab ermöglicht eine gleichmäßig verteilte Krafteinleitung gegenüber der punktförmigen des Druckbolzens. Es kommt also nicht zu einer endständigen Stauchung des Zementzylinders.
- b) Eine mittige Krafteinleitung läßt sich leichter durch Zug als durch Druck bewerkstelligen.

Durch den Auszugsversuch wird nun die Kraft ( $P_{max}$ ) gemessen, die zur Trennung der Knochen-Zement-Verbindung bei gleichbleibender Auszugsgeschwindigkeit von 1 mm/min erforderlich ist. Die Meßgenauigkeit beträgt  $\pm 1\%$  vom angezeigten Wert bei einer Maximalbelastung der Maschine von 2 Mp.

$P_{max}$  gibt eine Aussage über die Schubfestigkeit der Verbindung bei Formschluß, das heißt, welche Kraft dazu notwendig ist, die Knochen-Zement-Verbindung zu lösen.

Dabei handelt es sich aber nicht um eine echte Schubspannung als

Materialkenngröße, denn eine solche würde die Trennung des Materials knochen- oder zementseits voraussetzen.

Der Auszugsversuch bietet durch die saubere Krafteinleitung überschaubare Verhältnisse und ermöglicht desweiteren eine größere Zahl von Experimenten, wobei der Hauptaufwand in der sauberen Herstellung und Dokumentation der Präparate liegt.

Das zu jedem Versuch gehörige Kraft-Weg-Diagramm ermöglicht eine nachträgliche Kontrolle über den Ablauf des Versuches: Steiler Kurvenverlauf bedeutet Kraftanstieg ohne oder mit nur geringer Lockerung der Knochen-Zement-Verbindung. In solchen Fällen tritt die Lösung der Knochen-Zement-Verbindung meist plötzlich ein, es kommt also zu einem schlagartigen Kraftabfall. Tritt aber die Lösung der Knochen-Zement-Verbindung nach anfänglichem Kraftanstieg ohne Veränderung derselben langsam ein, so flacht sich die anfangs steil verlaufende Kurve deutlich ab, um beim Versagen der Verbindung steil abzufallen.

Flacher Kurvenverlauf bedeutet, daß mit einem relativ geringen Kraftanstieg von Beginn des Auszugsversuchs an eine langsame Lösung der Knochen-Zement-Verbindung eingetreten ist. Falls eine flache Kurve ausnahmsweise sekundär einen steilen Anstieg zeigt, kann diese Richtungsänderung nur auf eine erneute Verhakung oder Verkeilung zwischen Zementzylinder und Knochenröhre zurückzuführen sein, was praktisch keiner echten Verbindung mehr entspricht und somit auch nicht mehr als Schubfestigkeit zu werten ist.

Unter Berücksichtigung der obengenannten Gesichtspunkte wurde nach verschiedenen Vorversuchen der Auszugsversuch in einer Universalprüfmaschine mit Aufzeichnung eines Kraft-Weg-Diagramms für die Bearbeitung des Themas gewählt.

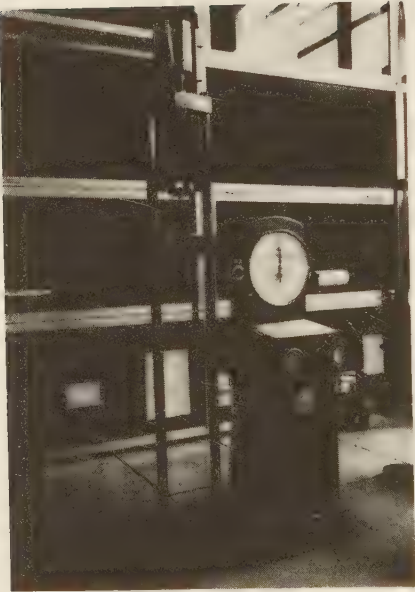


Abb. 31: Universalprüfmaschine für Zug-, Druck- und Biegeversuche. Hiermit wurden die Auszugsversuche an den Knochen-Zement-Präparaten durchgeführt.

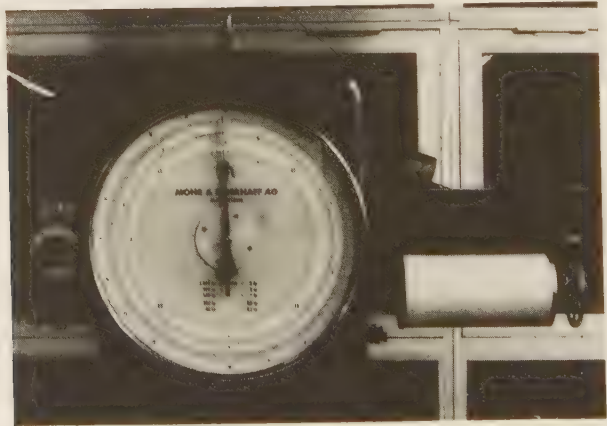


Abb. 32: Kraft-Anzeigeskala mit Haupt- und Schleppzeiger sowie Diagrammeinrichtung.

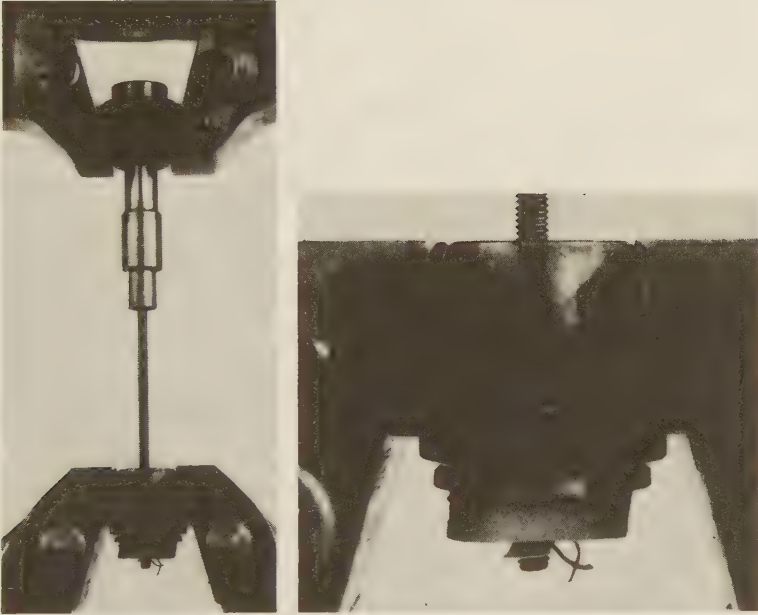


Abb. 33: Einspannung der mit zentralem Gewindebolzen versehenen Knochen-Zement-Präparate für den Auszugsversuch in der Universal-Prüfmaschine.

## 9.0    UNTERSUCHUNGSMATERIAL

Als Untersuchungsmaterial dienten frisch der Leiche entnommene menschliche Femurknochen, die unmittelbar nach der Entnahme in Plastikfolien verpackt und tiefgekühlt wurden. Die Lagerung in der Tiefkühltruhe erfolgte zwischen einigen Tagen und mehreren Wochen. Bei den einzelnen Versuchsprotokollen sind die wesentlichen Angaben über Geschlecht, Alter und Todesursache erwähnt. Diese Kriterien wurden bewußt bei der Auswahl des Untersuchungsmaterials nicht berücksichtigt. Es sind nämlich in jedem Falle objektiver zu bewertende Ergebnisse erreichbar, wenn man nicht nur vom günstigsten Fall eines jugendlichen Knochens, sondern von dem älterer oder durch Krankenlager geschwächter Individuen ausgeht, denn diese bilden ja das Hauptkontigent der Patienten, bei denen Endoprothesenoperationen oder sonstige Eingriffe unter Verwendung von Knochenzement (Osteosynthesen pathologischer und osteoporotischer Frakturen) durchgeführt werden.

## 9.1    Probenentnahmeplan

In der Werkstoffprüfung ist es üblich, einen Probenentnahmeplan aufzustellen, um gewisse Eigenschaften eines Materials, wie die Anisotropie oder Inhomogenität von vornherein ausschalten zu können. Eine solche Einteilung setzt jedoch mehr oder weniger symmetrische beziehungsweise genormte Probekörper voraus. Beim Knochen haben wir es aber mit einem biologischen Objekt

zu tun, dessen Formen wir nicht bestimmen können, sondern man muß unter den gegebenen Umständen disponieren. Wie bereits erwähnt, wurden für die Versuche drei verschiedene Formen der inneren Oberfläche des Knochens gewählt und zwar:

1. Reine Spongiosa (nur in der proximalen und distalen Metaphyse des Femurs vorhanden - Abb. 35),
2. angeraute innere Oberfläche (Zustand nach Auskratzen der Markhöhle - Abb. 37) und
3. glatte innere Oberfläche (nach Ausbohren mittels AO-Markraumborner und Glätten mit einer Rundfeile - Abb. 36).

Eine weitere Möglichkeit hinsichtlich Variationen der Probenentnahme besteht in der unterschiedlichen Höhenlokalisation der einzelnen Probestücke sowie in verschiedener Länge derselben.

Um eine gewisse Übersicht zu erhalten, wurden zwei Versuchsserien geplant. In der ersten Versuchsserie wurde jeder Knochen im Schaftbereich nur nach einer Präparationsart vorbereitet, das heißt entweder auskürettiert (Versuch 1 bis 26) oder ausgebohrt (Versuch 29 bis 40 sowie 45 bis 55). Wie aus den Versuchsprotokollen C und D hervorgeht, wurden bei diesen beiden Knochen zusätzlich Spongiosapräparate hergestellt (Versuch Nr. 27, 28, 41, 42, 43, 44, 56 und 57).

In einer zweiten Versuchsserie (Versuch Nr. 58 bis 221) wurden nun alle drei Präparationsarten jeweils am gleichen Knochen in verschiedenen Höhenlokalisationen angewendet und dabei wiederum eine unterschiedliche Länge der Probestücke gewählt. Auf diese Weise ist es möglich, ein von der Höhenlokalisation im Knochen sowie der Länge des Probestückes unabhängiges Ergebnis zu erhalten, bei dem nur noch die Präparationsart (reine Spongiosa,

Schaft auskürztiert oder ausgebohrt) für die Schubfestigkeit der Knochen-Zement-Verbindung maßgebend ist.

Sämtliche Einzelheiten gehen aus dem nachfolgend abgebildeten Probenentnahmeplan hervor.

# PROBENENTNAHMEPLAN

für die Versuche 58 bis 221, Versuchsprotokolle E bis M  
(Erläuterungen umseitig)

| Femur<br>Nr. 1           |                                    | Femur<br>Nr. 2           |                                    | Femur<br>Nr. 3           |                                    | Femur<br>Nr. 4           |                                    |
|--------------------------|------------------------------------|--------------------------|------------------------------------|--------------------------|------------------------------------|--------------------------|------------------------------------|
| Versuchsserie<br>E und J |                                    | Versuchsserie<br>F und K |                                    | Versuchsserie<br>G und L |                                    | Versuchsserie<br>H und M |                                    |
| Probe-<br>Nr.            | Teil-<br>lungs-<br>ver-<br>hältnis | Probe-<br>Nr.            | Teil-<br>lungs-<br>ver-<br>hältnis | Probe-<br>Nr.            | Teil-<br>lungs-<br>ver-<br>hältnis | Probe-<br>Nr.            | Teil-<br>lungs-<br>ver-<br>hältnis |
| S - 1                    | 1/2                                | S - 1                    | 1/3                                | S - 1                    | 1                                  | S - 1                    | 2/3                                |
| S - 2                    | 1/2                                | S - 2                    | 2/3                                |                          |                                    | S - 2                    | 1/3                                |
| S - 3                    | 1/3                                | S - 3                    | 1/2                                | S - 2                    | 2/3                                | S - 3                    | 1                                  |
| S - 4                    | 2/3                                | S - 4                    | 1/2                                | S - 3                    | 1/3                                |                          |                                    |
| 1 - 1                    | 6                                  | 1 - 1                    | 1/2                                | 1 - 1                    | 1/3                                | 1 - 1                    | 1/2                                |
| 1 - 2                    | 8                                  |                          |                                    | 1 - 2                    | 1/3                                |                          |                                    |
| 1 - 3                    | 12                                 | 1 - 2                    | 1/2                                | 1 - 3                    | 1/3                                | 1 - 2                    | 1/2                                |
| 2 - 1                    | 6                                  | 2 - 1                    | 6                                  | 2 - 1                    | 1/3                                | 2 - 1                    | 1/3                                |
| 2 - 2                    | 8                                  | 2 - 2                    | 8                                  | 2 - 2                    | 1/3                                | 2 - 2                    | 1/3                                |
| 2 - 3                    | 12                                 | 2 - 3                    | 12                                 | 2 - 3                    | 1/3                                | 2 - 3                    | 1/3                                |
| 3 - 1                    | 1/2                                | 3 - 1                    | 6                                  | 3 - 1                    | 6                                  | 3 - 1                    | 1/2                                |
|                          |                                    | 3 - 2                    | 8                                  | 3 - 2                    | 8                                  |                          |                                    |
| 3 - 2                    | 1/2                                | 3 - 3                    | 12                                 | 3 - 3                    | 12                                 | 3 - 2                    | 1/2                                |
| 4 - 1                    | 1/3                                | 4 - 1                    | 1/2                                | 4 - 1                    | 6                                  | 4 - 1                    | 6                                  |
| 4 - 2                    | 1/3                                |                          |                                    | 4 - 2                    | 8                                  | 4 - 2                    | 8                                  |
| 4 - 3                    | 1/3                                | 4 - 2                    | 1/2                                | 4 - 3                    | 12                                 | 4 - 3                    | 12                                 |
| 5 - 1                    | 1/3                                | 5 - 1                    | 1/3                                | 5 - 1                    | 1/2                                | 5 - 1                    | 6                                  |
| 5 - 2                    | 1/3                                | 5 - 2                    | 1/3                                |                          |                                    | 5 - 2                    | 8                                  |
| 5 - 3                    | 1/3                                | 5 - 3                    | 1/3                                | 5 - 2                    | 1/2                                | 5 - 3                    | 12                                 |
| S - 5                    | 1/3                                | S - 5                    | 1                                  | S - 4                    | 2/3                                | S - 4                    | 1/2                                |
| S - 6                    | 2/3                                |                          |                                    | S - 5                    | 1/3                                | S - 5                    | 1/2                                |
| S - 7                    | 1                                  | S - 6                    | 1/3                                | S - 6                    | 1/2                                | S - 6                    | 2/3                                |
|                          |                                    | S - 7                    | 2/3                                | S - 7                    | 1/2                                | S - 7                    | 1/3                                |

### Erläuterungen zum Probenentnahmeplan:

Der vorliegende Probenentnahmeplan wurde je zweimal für 4 Oberschenkelknochen angewendet.

Er gliedert sich in 4 von oben nach unten verlaufende mit Femur Nr. 1 bis 4 bezeichnete Abschnitte.

Für jeden dieser 4 Abschnitte ist in der zweiten Reihe die Versuchsserie (E und J oder F und K etc.) angegeben, bei welcher der entsprechende Probenentnahmeplan zur Anwendung kam.

Die querlaufenden Linien geben die relative Höhenlokalisierung an den einzelnen Oberschenkelknochen an. Dabei sind der proximale und distale Metaphysenbereich vom Schaft jeweils durch eine ausgezogene Linie getrennt.

In der ersten Spalte bei Femur Nr. 1 (Nr. 2 etc.) findet sich jeweils die auch bei den Versuchsprotokollen benutzte Bezeichnung der einzelnen Präparate:

S - 1, S - 2 etc. heißt Spongiosa, wobei die so bezeichneten Teile in den 4 Zeilen des 1. Abschnittes aus der Gegend am Trochanter minor und darüber bis zum Schenkelhals stammen. Die im Plan mit S - 1 und S - 2 bezeichneten Präparate wurden ebenso wie S - 3 und S - 4 (bei Femur Nr. 1) nachträglich aus je einem etwa 25 mm langen Knochenstück geschnitten.

Die Angaben in der 2. Spalte ( $1/2$  zu  $1/2$  oder  $1/3$  zu  $2/3$ ) geben dabei nur das Teilungsverhältnis der Knochenstücke an. Die absoluten Längenmaße finden sich in den Versuchsprotokollen.

Der mittlere Abschnitt (mit 1 - 1, 1 - 2 etc. bis 5 - 1, 5 - 2 und 5 - 3 bezeichnet) stellt den Oberschenkelschaft dar. Dabei findet man wiederum in der linken Spalte die Nummerierung des Präparates und rechts die Unterteilung, entweder als Verhältnis  $1/2$  zu  $1/3$  (wie bei den Spongiosaabschnitten) oder als Millimeteinteilung 6 - 8 - 12. Wichtig erscheint der Hinweis, daß es sich hierbei nur um Richtwerte handelt. Die tatsächliche Länge (mit der Schubleere auf 0,1 mm genau gemessen) jedes Präparates ist im Versuchsprotokoll nochmals niedergelegt.

Die Symbole hinter der Proben-Nr.  $\parallel$  bezeichnen die Präparationsart ausgebohrt, während  $\S$  auskürctiert bedeutet.

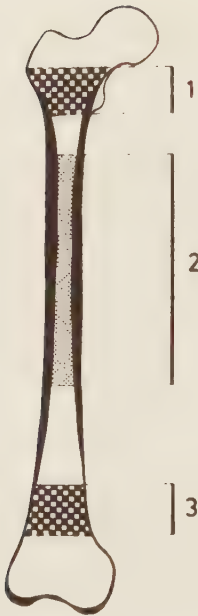
Der letzte Abschnitt (S - 5 bis S - 7 bei Femur Nr. 1 und 2 sowie S - 4 bis S - 7 bei Femur Nr. 3 und 4) betrifft die Präparate die aus dem kniegelenksnahen Abschnitt hergestellt wurden, also wieder reine Spongiosa, ähnlich wie bei Abschnitt 1.

## 9.2 Vorbereitung der Präparate

Nach der Entnahme aus der Tiefkühltruhe wurden die einzelnen Oberschenkelknochen in Ringerlösung von Zimmertemperatur eingelegt. Eine mehrmalige Probemessung zeigte, daß mit dieser Methode nach etwa 1 Stunde und 30 Minuten auch im Knocheninnern eine Temperatur von ca.  $15 - 20^{\circ}$  bestand und das Material bearbeitungsfähig war.

Im einzelnen schlossen sich nun folgende Arbeitsgänge an:

1. Längenmessung: Die Strecke zwischen Trochanter major-Spitze und Kondylenperipherie wurde zunächst halbiert und anschließend die Markierungen für die unter 4. angegebenen Unterteilungen angebracht.
2. Grobmechanisches Säubern des Knochens von noch vorhandenen Weichteilen.
3. Röntgenaufnahme: Es wurden Fernaufnahmen aus einer Distanz von 2,10 m angefertigt, um möglichst ein proportionsgerechtes Bild für nachträgliche Kontrollen zu erhalten. Die Belichtung betrug dabei 50 KV bei 12 MAS.
4. Es folgte das Zerschneiden des Gesamtknochens. Von der Halbierungslinie des Schaftes (siehe unter 1.) ausgehend wurden nach oben und unten Fragmente von je 3,5 cm abgesägt, wobei sich bei den meisten Knochen im Schaftbereich oberhalb dieser Teilung 3 und unterhalb davon 2 Teile dieser Größe gewinnen ließen.



Auf der Abbildung 34 ist der entsprechende Bereich des Oberschenkelchaftes mit einer 2 markiert. Es handelt sich dabei um den Teil mit gut ausgebildeter Cortikalis. In jedem Falle wurde von der Gesamtzahl der erhaltenen Fragmente eine fortlaufende Nummerierung durchgeführt und die Teilstücke von 3,5 cm nochmals in 2 oder 3 weitere zerschnitten. Die Feineinteilung erfolgte nach der Zementfüllung. Die Spongiosa enthaltenden Fragmente wurden ober- und unterhalb des Schaftbereiches (auf Abb. 34 mit 1 und 3 bezeichnet) in der Intertrochantergegend sowie supracondylär (proximale und distale Metaphyse) entnommen, wobei es sich jeweils um zwei Teilstücke von etwa 2 cm Länge handelte.

Abb. 34

5. Die in der beschriebenen Weise entnommenen Stücke wurden folgendermaßen zubereitet:

#### Femurschaftfragmente

- a) Auskürettieren der Markhöhle mit dem scharfen Löffel. Es wurden nur die kleinen Unregelmäßigkeiten der Knocheninnenwand belassen.
- b) Ausbohren der Markhöhle, um eine glattwandige Röhre zu erhalten.

#### Metaphysäre Fragmente

- a) Anbringen eines runden Bohrkanales in der Spongiosa.

6. Während der Vorbereitungsarbeiten wurden die Femurschaftfragmente in physiologischer Kochsalzlösung, die Metaphysenfragmente in einer feuchten Kammer (Glasgefäß bei  $\pm 100\%$  relativer Luftfeuchtigkeit) gehalten (Abb. 39).
7. Einbringen des Knochenzementes, wobei besonders darauf geachtet wurde, daß dieser guten Kontakt mit der Knochenwandung hatte.
8. Nach Aushärten des Zementes wurde die Feineinteilung der Fragmente und Zertrennung in die entsprechenden Scheiben durchgeführt. Anschließend Anbringen eines zentralen Bohrloches mit Gewinde zum Einführen des Gewindestabs, mit dem die Proben in der Zerreißmaschine befestigt wurden (Abb. 38).

Es ist besonders darauf hinzuweisen, daß bei den metaphysären Probestücken (reine Spongiosa aus dem proximalen und distalen Femur) die Gewindestäbe unmittelbar mit dem Knochenzement eingekittet wurden, um jegliche Beschädigung der Spongiosa vor dem eigentlichen Auszugsversuch zu verhindern.

9. Nach genauer Markierung (Abb. 38) wurden die metaphysären Fragmente während 12 Stunden mit dem eingelassenen Gewindestab wiederum in eine feuchte Kammer und die Schaftfragmente direkt in physiologische Kochsalzlösung gelegt. Lagerung bei Zimmertemperatur  $20 \pm 2^{\circ}\text{C}$ . bis zum Versuch.
10. Die geschilderte Anfertigung einer Serie von Präparaten aus einem Femurknochen nahm jeweils einen ganzen Tag in Anspruch, während der "Auszugsversuch" aus organisationstechnischen Gründen am folgenden Vormittag durchgeführt werden mußte.

Es lag daher nahe, zur Abklärung des "Durchfeuchtungsgrades" nach 12 Stunden einen Zusatzversuch durchzuführen.

Je 3 unterschiedliche lange Fragmente (5, 10 und 15 mm) der drei aufgeführten Zubereitungsarten (reine Spongiosa aus dem Metaphysenbereich, Schaftfragment ausgebohrt und auskürtiert) wurden mit der Analysen-Waage unmittelbar nach der Zementfüllung ausgewogen und das Gewicht 12 Stunden später sowie während 3 Tagen dreimal täglich kontrolliert.

Während dieses Zusatzversuches wurden die benutzten Präparate unter den bei 9. angegebenen Bedingungen gelagert, das heißt für die Schaftfragmente: Einlegen in eine physiologische Kochsalzlösung und für die Spongiosafragmente: Aufbewahrung in feuchter Kammer.

Die Auswägung ergab nach 12 Stunden bei den Spongiosapräparaten einen Gewichtsverlust von 1,1 %, 0,7 % und 0,4 %, der nach 3 Tagen sogar 4,0 %, 1,5 % und 2 % betrug. Bei den ausgebohrten Präparaten nahm das Gewicht nach 12 Stunden um 0,5 %, 0,3 % und 0,2 % zu, während nach 3 Tagen Gewichtszunahmen von 0,9 % und 0,4 % sowie beim längsten Präparat eine Gewichtsabnahme von 0,3 % zu verzeichnen war.

Aufgrund dieses Zwischenversuches läßt sich feststellen, daß bei den Spongiosapräparaten trotz Lagerung in feuchter Kammer ein gewisser Gewichtsverlust eintrat, gleichzeitig aber doch nach 12 Stunden eine relativ ausreichende Durchfeuchtung bestand. Bei den kürtierten und ausgebohrten Präparaten ist die Durchfeuchtung nach 12 Stunden im Vergleich zu der nach 3 Tagen ebenfalls als genügend anzusehen.

Der Einfluß der Austrocknung des Knochens auf die Elastizitäts- und Festigkeitseigenschaften wurde bereits von verschiedenen Autoren, wie EVANS, SEDLIN u. a. untersucht. In einer eigenen, nicht aufgeführten Versuchsserie an ausgebohrten Femurschaftpräparaten (die versehentlich ausgetrocknet waren), ergab sich ein starker Anstieg der Schubfestigkeit der Knochen-Zement-Verbindung, der keinerlei Vergleich mit den anderen Präparaten mehr erlaubte.

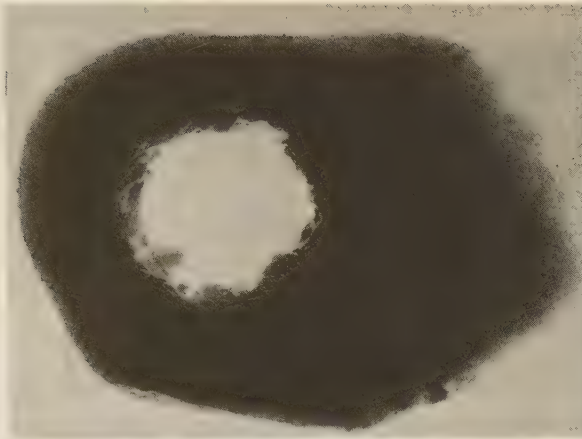


Abb. 35:

Knochenfragment  
aus der proximalen  
Femurmetaphyse

Reine

S p o n g i o s a

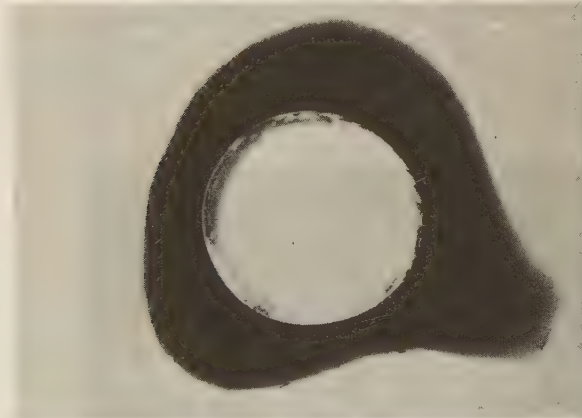


Abb. 36:

Fragment aus dem  
Femurschaft mit  
AO-Markraumborher  
ausgebohrt

Innenfläche annähernd  
glatt



Abb. 37:

Fragment aus dem  
Femurschaft

auskürettirt

Innenfläche ange-  
rauh

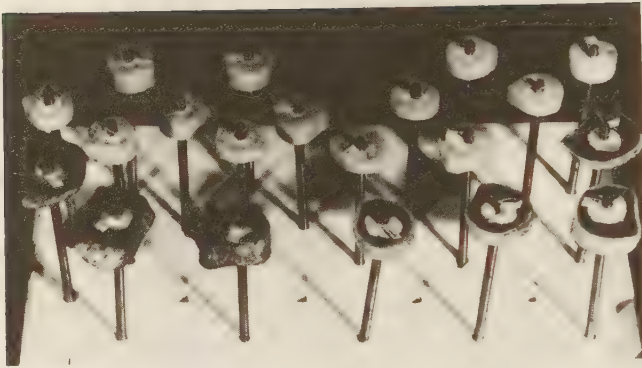


Abb. 38: Die Versuchspräparate der Serie 109 R nach Fertigstellung. Im Vordergrund links erkennt man die Fragmente S - 1 bis S - 3 aus der proximalen und S - 4 bis S - 7 aus der distalen Femurmetaphyse (Zementzylinder in reiner Spongiosa). Dahinter stehen die Fragmente aus dem Femurschaft (auskürtiert und gebohrt).

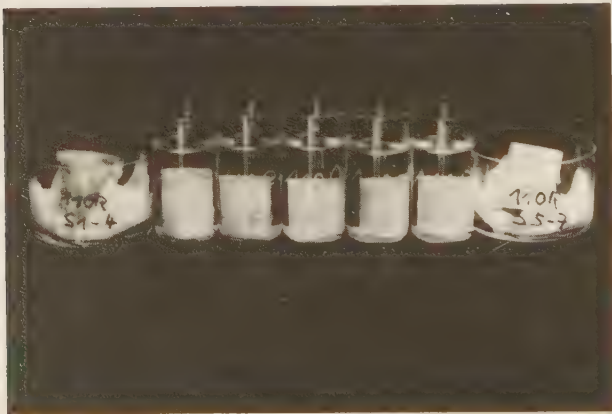


Abb. 39: Während der Bearbeitung wurden die Knochenfragmente immer wieder in feuchtes Milieu gebracht, um ein Austrocknen zu verhindern. Lagerung der Schaftfragmente 1 bis 5 in physiologischer Kochsalzlösung. Lagerung der Metaphysenfragmente (S - 1 bis 7) in einer feuchten Kammer (die Deckel der Glasgefäße wurden aus phototechnischen Gründen kurz entfernt).

## 10.0 BESPRECHUNG UND AUSWERTUNG DER VERSUCHE

Das Verfahren des Auszugsversuchs erwies sich in der angegebenen Weise als außerordentlich rationell. Kleinere technische Probleme konnten ohne Schwierigkeiten gelöst werden. Die richtige Wahl des für das jeweilige Präparat passenden Meßbereichs der Maschine war nach einigen Probeversuchen möglich, wenn auch in Einzelfällen Abweichungen nach oben oder unten vorkamen. Bei einwandfreier Herstellung der Probestücke ging auch das Einspannen in die Maschine reibungslos vonstatten, allerdings war die Wahl eines passenden Einsatzes zum Durchtritt des Zementzylinders am unteren Spannkopf der Maschine wegen der recht unregelmäßigen Form des Knochens nicht immer leicht. Es kann bei zu großem Einsatz zu einem Abrutschen und Kippen des Präparates, bei zu kleinem zu einem Aufsitzen oder Einklemmen des Zementzylinders kommen, wodurch falsche Resultate entstehen. Die durchgehend nummerierten Probestücke (Abb. 38) wurden nach dem Versuch wiederum eingeordnet, um auch später noch eine Kontrolle zu ermöglichen. Eine gleichmäßige Durchfeuchtung (9,2 - 6. und 10.) hatte sich bereits im Rahmen der Vorversuche als außerordentlich bedeutsam erwiesen. Aus trockenen Knochen lassen sich die Zementfüllungen nur unter wesentlich höherer Kraft und fast immer nur bei gleichzeitiger Zerstörung des Knochenmantels extrahieren. Reproduzierbare Vergleiche sind dann nicht mehr möglich.

## 10.1 Dokumentation

Insgesamt wurden 221 Auszugsversuche durchgeführt. Die bei den Versuchen benutzten Präparate entstammen 12 verschiedenen Femurknochen von 10 Individuen (siehe A 10 und 11). Es kamen also je zweimal beide Femora des gleichen Individuums zur Verwendung. Jeder Versuch ist auf den mit A bis M bezeichneten Protokollen (siehe Anhang) genau niedergelegt und mit einer laufenden Nummer versehen. Die zur Lockerung der Knochenzementverbindung erforderliche Maximalkraft ( $P_{\max}$  in kp) wurde als wichtigster Wert sofort eingetragen. Sämtliche Diagramme liegen zwar vor, sie sollen jedoch nicht im einzelnen wiedergegeben werden. Nach jedem Versuch wurden spezielle Aufzeichnungen darüber gemacht, ob eine Sprengung des Knochenmantels infolge Konuswirkung oder starker Auftreibung erfolgte, um auf diese Weise außerhalb der üblichen Streubreite liegende Werte von vornherein erfassen zu können.

Zur genauen morphologischen Dokumentation der einzelnen Präparate wurden auf Seidenpapier Abdrücke mit Tuschierfarbe angefertigt. Bei den Spongiosastücken mußte dies noch vor der Zementfüllung erfolgen, um Beschädigungen, die eventuell beim Auszugsversuch entstehen können, nicht mit in die Abbildung eingehen zu lassen. Die Knochenfragmente aus dem Femurschaftbereich wurden nach dem Versuch von der Zementfüllung getrennt. Auch davon wurde in gleicher Weise, also vom oberen und unteren Querschnitt ein Abdruck angefertigt. Die Kopien sämtlicher Querschnitte finden sich unter Angabe des Maßstabes bei den Versuchsprotokollen.

An den Originalabdrücken wurden mit dem Stechzirkel die Umfangmaße der Zementzylinder im Bereiche der oberen und unteren Schnittfläche eines Probestückes abgesteckt und der Mittelwert zwi-

schen oberem und unterem Umfang als Berechnungsgrundlage gewählt. Aus dem Produkt zwischen Länge mal mittlerem Umfang wurde die Fläche der Zementfüllung in Quadratzentimeter ausgerechnet. Es erübrigt sich darauf hinzuweisen, daß die Unregelmäßigkeiten, die zum Beispiel bei den Spongiosa- und auskürettiierten Präparaten durch die unregelmäßige Oberfläche bedingt sind, nicht mit in diese Rechnung aufgenommen werden konnten. Hierauf hat auch schon CHARNLEY hingewiesen. Man kann aber ohne weiteres darauf verzichten, da ja durch die Art der Untersuchung in jedem Falle nur mit Mittelwerten zu rechnen ist, die gruppenweise miteinander verglichen werden sollen, sodaß sich der entsprechende Berechnungsfehler immer in gleicher oder ähnlicher Weise auswirken muß. Sodann wurde der Quotient zwischen Maximalkraft und jeweiliger Fläche gebildet und als  $\tau$  = Schubfestigkeit der Verbindung in das Versuchsprotokoll aufgenommen. Aufgrund dieses Wertes ist man frei vom Einfluß der Länge der einzelnen Versuchskörper und erhält nur die wirklich vorhandene Schubfestigkeit der Knochen-Zement-Verbindung.

## 10.2 Auswertung

Bei einem summarischen Vergleich der Versuchsergebnisse auf den einzelnen Protokollen fällt als erstes die außerordentlich große Streuung der Werte für die Schubfestigkeit auch innerhalb der unterschiedlichen Präparationsformen auf. Es wurde bereits auf die Schwierigkeiten hingewiesen, die damit verbunden sind alle durch die geometrische Form und Oberflächenbeschaffenheit bedingten Variationen auszuschalten. Wesentliche Folgerungen aus den Ergebnissen dürfen daher nur im Rahmen eines Gruppenvergleichs und

mit den notwendigen Einschränkungen gezogen werden. Eine erste Beurteilung erfolgte anhand der Inspektion der Präparate, woraus sich bereits gewisse Schlüsse ziehen lassen.

Bei den ausgebohrten Schaftteilen finden sich sehr unregelmäßige Werte, die man eigentlich in diesem Falle am wenigsten erwartet. Die Betrachtung der Zementfüllungen nach dem Auszugsversuch zeigt jedoch, daß trotz sorgfältigster Bearbeitung der Knocheninnenfläche mit dem Markraumborher und einer Rundfeile kleine Unregelmäßigkeiten zurückbleiben können, die hauptsächlich mit der Sprödigkeit des Knochenmaterials zusammenhängen. Hierin liegt eine mit den gegebenen Mitteln nicht faßbare zufällige Fehlermöglichkeit, die sich im Gegensatz zu den möglichen Meßfehlern durch Meßgenauigkeit der Maschine sowie die sonstigen Versuchsbedingungen nicht genau abgrenzen läßt. Die unterschiedliche Herkunft der Präparate kann in diesem Zusammenhang keine allein wesentliche Rolle spielen, da ja auch große Unterschiede am gleichen Knochen vorkommen.

Die Streuung bei den auskürettierten Schaftteilen sowie bei den Spongiosapräparaten läßt sich natürlich ohne weiteres durch die in jedem Falle andersartige Oberflächengestaltung erklären. Hier sind aber trotzdem gewisse Gesetzmäßigkeiten erkennbar.

Ein Vergleich der Schubfestigkeitswerte mit der Wanddicke des Knochens und dem Umfang des Zementzylinders zeigt deutlich, daß bei starker Wanddicke auch bei kleinerem Umfang meist relativ hohe Schubfestigkeitswerte erreicht werden, was mit der großen Widerstandskraft des Knochenmantels gegenüber Aufweitung zusammenhängt.

Betrachtet man weiter die Schubfestigkeitswerte innerhalb der unterschiedlichen Höhenlokalisationen des gleichen Knochens,

so finden sich in Schaftmitte die höchsten Werte. Eine separat durchgeführte Dichtebestimmung an einem menschlichen Femurknochen (siehe A 40) ergab im mittleren Schaftbereich ebenfalls die größten Werte.

**Der Vergleich zwischen den kürettiierten Präparaten des oberen und unteren Schaftendes bei den einzelnen Knochen** läßt bezüglich der Festigkeit der Knochen-Zement-Verbindung keine sichere Entscheidung zugunsten des oberen oder unteren Femurschaftabschnittes zu. Vergleicht man aber die entsprechenden Werte der Spongiosapräparate der proximalen Metaphyse mit denen des angrenzenden Schaftabschnittes, so ergibt sich hier ein durchschnittliches Verhältnis von 1 : 2 zu Gunsten des letzteren, das heißt also die Schubfestigkeit der Knochen-Zement-Verbindung in der Spongiosa des proximalen Femurs ist nur halb so groß wie im angrenzenden Schaftabschnitt. Aus dieser Tatsache ergeben sich für die Einzementierung der Prothesenstiele wichtiger Konsequenzen.

### 10.3 Statistik

Die in den 221 Auszugsversuchen erhaltenen Werte für die Schubfestigkeit der Knochen-Zement-Verbindung ( $\tau = \frac{P_{\max}}{F_u}$  in  $\frac{kp}{cm^2}$ ) wurden entsprechend Herkunft und Zubereitungsform der einzelnen Versuchspräparate in 4 Gruppen eingeteilt. Dabei handelte es sich um

|                   |      |       |
|-------------------|------|-------|
| Schaft kürettiert | - 80 | Stück |
| Schaft ausgebohrt | - 77 | "     |
| Spongiosa oben    | - 32 | "     |
| Spongiosa unten   | - 32 | "     |
|                   | 221  | Stück |

Im Rechenzentrum der Universität Gießen wurde von diesem 4 Gruppen ein paarweiser Mittelwertvergleich durchgeführt, das heißt jede Gruppe wurde mit jeder verglichen. Für jedes Paar von Gruppen wurden pro Variable beim Mittelwertvergleich ausgegeben.

Anzahl der Beobachtungen  
Mittelwert  
Standardabweichung (Streuung)  
Standardabweichung des Mittelwertes

und zwar für jede der beiden Gruppen. Den Ergebnissen des BARTLETT-Tests auf Gleichheit der Varianzen wurde ebenso wie denen des T-Tests auf Gleichheit der Mittelwerte eine Irrtumswahrscheinlichkeit von 0,05 (5 %) zugrunde gelegt. Da der BARTLETT-Test eine Ungleichheit der Varianzen ergab, wurde anstatt des üblichen, ein modifizierter T-Test, der sogenannte ASPIN-WELCH-Test durchgeführt.

Der paarweise Mittelwertvergleich wurde unter drei verschiedenen Voraussetzungen durchgeführt:

- a) Bei der ersten Berechnung wurden sämtliche Ergebnisse aller 4 Gruppen berücksichtigt, also auch solche, bei denen zum Beispiel durch makroskopisch erkennbare Konusform des Zementzylinders oder durch Verklebung beim Auszugsversuch ein abweichendes Ergebnis (zu hohes P max) resultierte (siehe Tab. 1). Interessant ist die relativ hohe Standardabweichung. Gleichheit der Mittelwerte ergibt sich nur zwischen "ausgebohrt" und

"Spongiosa oben". Die übrigen Gruppen weisen deutliche Unterschiede der Schubfestigkeit der Knochen-Zement-Verbindung auf.

- b) Bei der zweiten Berechnung wurden wiederum sämtliche Ergebnisse aller 4 Gruppen verwertet, jedoch die bei a) aufgeführten Gruppen 3 und 4 (Spongiosa oben und unten) zu einer Gruppe 3 (Spongiosa gesamt) zusammengefaßt (siehe Tab. 2). Die Tendenz bezüglich der Gleichheit der Mittelwerte ändert sich jedoch hierdurch nicht. Zwischen "ausgebohrt" und "Spongiosa gesamt" ist Gleichheit der Mittelwerte gegeben, zwischen "kürettiert" und "ausgebohrt" sowie "kürettiert" und "Spongiosa gesamt" jedoch nicht.
- c) In einer 3. Serie (Tab. 3) wurden bei der Gruppe "kürettiert" 10 Werte und bei "ausgebohrt" 2 Werte ausgesondert (red.). Es handelt sich dabei um geometrische Unregelmäßigkeiten (Konusform) oder ein Verkanten des Zementzylinders beim Auszugsversuch. Auch bei diesem Vergleich wurde die Zusammenfassung aller Spongiosawerte beibehalten. Auch hier besteht Gleichheit der Mittelwerte nur zwischen "ausgebohrt red." und "Spongiosa gesamt" während sich bei den anderen Gruppen deutliche Unterschiede finden. Die getrennte Betrachtung der einzelnen Mittelwerte macht besonders die Unterschiede zwischen "kürettiert" und "Spongiosa oben" beziehungsweise "unten" deutlich. Diese Differenz tritt auch bei "Spongiosa gesamt" in Erscheinung. Aber auch "Spongiosa oben" und "Spongiosa unten" zeigen signifikante Unterschiede. Auf die möglichen Ursachen der relativ hohen Standardabweichung wurde bereits hingewiesen. Außer der letztthin begrenzten Bearbeitungsmöglichkeit bei den ausgebohrten Teilen spielen sicher noch die Anisotropie und Inhomogenität des Knochens, die im Gesamtverlauf wechselnde Dichte, die unterschiedlich innere Form und Oberfläche auch bei gleicher Präparationsmethode sowie die wechselnde Wanddicke ei-

ne Rolle. SEDLIN fand signifikante Unterschiede der physikalischen Eigenschaften menschlicher Oberschenkelknochen zwischen den einzelnen Exemplaren und auch bei unterschiedlicher Lokalisation der Proben innerhalb desselben Knochens, hingegen konnte er keine Unterschiede finden, die auf das Alter oder das Volumen der Haversschen Kanäle zurückzuführen gewesen wären. Es sollte auch nicht Zweck der vorliegenden Arbeit sein, die Frage nach dem Einfluß der genannten Faktoren im einzelnen zu beantworten.

TABELLE 1:

| Zusammenfassung der Ergebnisse des paarweisen Mittelwertvergleichs * |                          |                 |                         |                          |                 |                         |                            |  |
|----------------------------------------------------------------------|--------------------------|-----------------|-------------------------|--------------------------|-----------------|-------------------------|----------------------------|--|
| Gruppen                                                              | Ergebnisse der 1. Gruppe |                 |                         | Ergebnisse der 2. Gruppe |                 |                         | Gleichheit der Mittelwerte |  |
|                                                                      | Anzahl                   | Mittelwert<br>T | Standard-<br>abweichung | Anzahl                   | Mittelwert<br>T | Standard-<br>abweichung |                            |  |
| 1 kirettiert<br>2 ausgebohrt                                         | 80                       | 25, 18          | 13, 48                  | 77                       | 7, 566          | 10, 02                  | nein                       |  |
| 1 kirettiert<br>3 Spongiosa<br>oben                                  | 80                       | 25, 18          | 13, 48                  | 32                       | 9, 441          | 4, 254                  | nein                       |  |
| 1 kirettiert<br>4 Spongiosa<br>unten                                 | 80                       | 25, 18          | 13, 48                  | 32                       | 4, 616          | 3, 237                  | nein                       |  |
| 2 ausgebohrt<br>3 Spongiosa<br>oben                                  | 77                       | 7, 566          | 10, 02                  | 32                       | 9, 441          | 4, 254                  | ja                         |  |
| 2 ausgebohrt<br>4 Spongiosa<br>unten                                 | 77                       | 7, 566          | 10, 02                  | 32                       | 4, 616          | 3, 237                  | nein                       |  |
| 3 Spongiosa<br>oben<br>4 Spongiosa<br>unten                          | 32                       | 9, 441          | 4, 254                  | 32                       | 4, 616          | 3, 237                  | nein                       |  |

\* (Unter Berücksichtigung aller Ergebnisse und getrennter Aufzählung der Abschnitte "Spongiosa oben" und "Spongiosa unten")

| Zusammenfassung der Ergebnisse des paarweisen Mittelwertvergleichs * |                          |                         |                         |                          |                         |                         |
|----------------------------------------------------------------------|--------------------------|-------------------------|-------------------------|--------------------------|-------------------------|-------------------------|
| Gruppen                                                              | Ergebnisse der 1. Gruppe |                         |                         | Ergebnisse der 2. Gruppe |                         |                         |
|                                                                      | Anzahl                   | Mittelwert<br>$\bar{x}$ | Standard-<br>abweichung | Anzahl                   | Mittelwert<br>$\bar{x}$ | Standard-<br>abweichung |
| 1 kürettiert<br>2 ausgebohrt                                         | 80                       | 25,18                   | 13,48                   | 77                       | 7,566                   | 10,02                   |
| 1 kürettiert<br>3 Spongiosa<br>gesamt                                | 80                       | 25,18                   | 13,48                   | 64                       | 7,028                   | 4,469                   |
| 2 ausgebohrt<br>3 Spongiosa<br>gesamt                                | 77                       | 7,566                   | 10,02                   | 64                       | 7,028                   | 4,469                   |
|                                                                      |                          |                         |                         |                          |                         |                         |

\* (Unter Berücksichtigung aller Ergebnisse und Zusammenfassung der Abschnitte "Spongiosa oben" und "Spongiosa unten" zu "Spongiosa gesamt")

TABELLE 3:

| Zusammenfassung der Ergebnisse des paarweisen Mittelwertvergleichs * |                          |                      |                     |                          |                      |                     |                            |
|----------------------------------------------------------------------|--------------------------|----------------------|---------------------|--------------------------|----------------------|---------------------|----------------------------|
| Gruppen                                                              | Ergebnisse der 1. Gruppe |                      |                     | Ergebnisse der 2. Gruppe |                      |                     | Gleichheit der Mittelwerte |
|                                                                      | Anzahl                   | Mittelwert $\bar{x}$ | Standard-abweichung | Anzahl                   | Mittelwert $\bar{x}$ | Standard-abweichung |                            |
| 1 kurettiert<br>red.<br>2 ausgebohrt<br>red.                         | 70                       | 23,74                | 12,97               | 75                       | 6,261                | 5,467               | nein                       |
| 1 kurettiert<br>red.<br>3 Spongiosa<br>gesamt                        | 70                       | 23,74                | 12,97               | 64                       | 7,028                | 4,469               | nein                       |
| 2 ausgebohrt<br>red.<br>3 Spongiosa<br>gesamt                        | 75                       | 6,261                | 5,467               | 64                       | 7,028                | 4,469               | ja                         |

\*

(Bei den kurettierten Präparaten wurden 10, bei den ausgebohrten 2 wegen grober Abweichungen der geometrischen Form oder Verkanten des Zementzylinders eliminiert (red.). Die Gruppen "Spongiosa oben" und "Spongiosa unten" wurden wiederum zu "Spongiosa gesamt" zusammengefaßt.)

## 11.0 DISKUSSION UND KLINISCHE ANWENDUNGSMÖGLICHKEITEN

Die vorliegenden Versuchsergebnisse zeigen, daß die Schubfestigkeit der Knochen-Zement-Verbindung in der Markhöhle des menschlichen Femurs unter der einheitlichen Bedingung einer zylindrischen Form der Zementfüllung bei verschieden gestalteter innerer Oberfläche des Knochens sehr unterschiedliche Werte aufweist.

Die größte Festigkeit besteht zwischen Zement und der rauhen (kürtierten) Oberfläche des Femurschaftes. Es folgen in absteigender Reihenfolge die Spongiosa der proximalen Femurmetaphyse, der ausgebohrte Schaftknochen und an letzter Stelle die Spongiosa des distalen Femurendes. Eine Erhöhung der Schubfestigkeit kann durch unregelmäßige geometrische Form bewirkt werden, ein Umstand, der im Rahmen der vorliegenden Untersuchung zwar unerwünscht war, in vivo jedoch meist vorliegen wird. Auch KRATZERT kam bei einer Versuchsserie an ausgehöhlten Femurköpfen zu dem Schluß, daß nur eine grobmechanische Verzahnung zwischen Zement und Knochensubstanz ausreichende Stabilität gewährleistet. Die von ihm durchgeführten Untersuchungen beziehen sich aber auf Verankerungsprobleme der Hüftpfanne, deren mechanische Beanspruchung eine andere als die des Prothesenstiels ist. Seiner Feststellung, daß die Oberflächengestaltung keine Rolle spiele, wenn Kunstharz im Röhrenknochen verkeilt wird (zum Beispiel mit einem Hüftkopfprothesenstiel), kann man nach den vorliegenden Ergebnissen keinesfalls beipflichten, denn auch bei geometrisch abweichender Form (Konus) wird eine wirkliche Verzahnung ja erst durch eine angeraute innere Oberfläche erreicht.

Die Prüfung der Festigkeitseigenschaften des Methylmethacrylats Palacos<sup>R</sup> ergab, daß die günstigste Belastungsform dieses Knochenzementes die Druckbeanspruchung ist. Bei den zahlreichen Experimenten kam es eigentlich nie zu einem nennenswerten Abscheren von Zementteilen, sodaß auch unter diesem Gesichtspunkt eine ausreichende Festigkeit des Zementes unter Beweis gestellt werden konnte. Nur bei einer unzweckmäßigen Beanspruchung des Knochenzementes, wie sie auf Abb. 40 wiedergegeben ist, kommt es bisweilen zu einem Bruch des Materials, der allerdings nur auf die Anwendungsform (zum Beispiel abnorme Biegebeanspruchung) und nicht auf eine Minderwertigkeit des Werkstoffs zurückzuführen ist. Im Rahmen einer vergleichenden Betrachtung der Materialeigenschaften wurde auch der Elastizitätsmodul des Knochens bestimmt, jedoch war es aus technischen Gründen nicht möglich diese Bestimmung an den einzelnen Versuchspräparaten durchzuführen, da jeweils das gesamte Material eines Knochens (siehe Probenentnahmeplan) für die Versuche benötigt wurde. \*

Nachdem die Frage der Kraftübertragung vom Zement auf den Knochen quantitativ beantwortet werden konnte, sollen nun die klinischen Gesichtspunkte des Problems erörtert werden.

Zwei Beispiele bieten sich dabei an. Einmal die Fixation der Prothesenstiele im proximalen und distalen Femurende und zweitens die Osteosynthese pathologischer oder osteoporotischer Frakturen.

\* Der Elastizitätsmodul wurde an 4 anderen Femurknochen im Resonanzschwingungsverfahren (siehe Abb. 12) bestimmt. 3 Knochen waren formalinfixiert und ergaben Werte von 193 000, 199 000 und 183 000  $\text{kp/cm}^2$ . Ein tiefgekühlter Knochen lag mit 132 000  $\text{kp/cm}^2$  wesentlich niedriger (vergleiche SEDLIN).

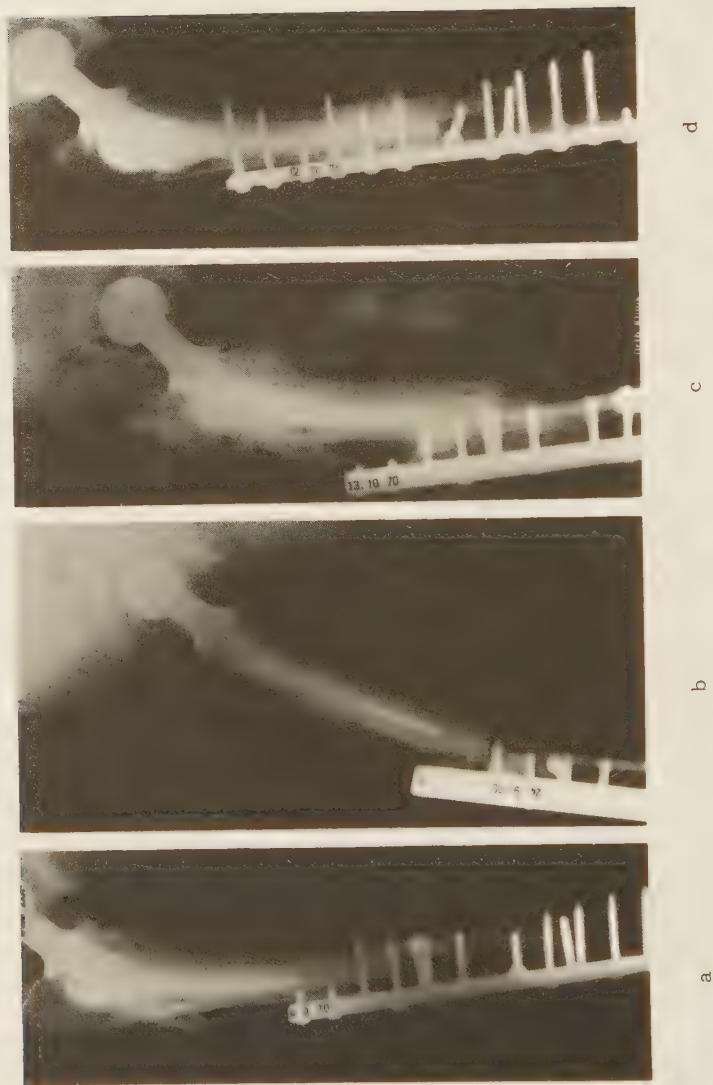


Abb. 40:

Bei nicht materialgerechter Verwendung des Knochenzementes kann es wie im vorliegenden Fall durch übermäßige Biegebeanspruchung zum Bruch der Zementfüllung kommen (Abb. 40 a-c). Die Abb. 40d zeigt den Zustand nach Reoperation im Sinne einer echten "Verbundosteosynthese".

Es wird immer wieder diskutiert, ob es günstiger sei, bei der Einzementierung eines Prothesenstiels die Spongiosa der proximalen Femurmetaphyse stehen zu lassen oder nicht. Man sollte dieses Problem jedoch sehr differenziert betrachten. Die Abbildungen 41 bis 43 zeigen drei Präparate, die in üblicher Weise mit einem Raspatorium für den Femurmarkkanal nach Resektion des Schenkelhalses kürettiert und anschließend mit Zement gefüllt worden waren. Die Abbildungen 41 und 42 zeigen, daß im unteren Drittel der Zementfüllung ein guter Kontakt mit der unregelmäßig rauhen Rindenschicht des Femurschaftes besteht. Die Spongiosa der proximalen Metaphyse ist noch weitgehend erhalten. Bei dem 3. Präparat (Abb. 43) wurde genau in der gleichen Weise vorgegangen. Die Markhöhle ist aber weiter und zwar hauptsächlich wegen einer Verdünnung der Cortikalis. Der Zement hat sich nur unwesentlich in das minderwertige (atrophische) spongiöse Maschenwerk eingedrückt und man kann sich ohne weiteres vorstellen, daß hier eine Lockerung leichter eintritt, die allerdings nicht mit einem Hitzeschaden zu tun hat, sondern rein mechanisch, sozusagen durch "primäre Instabilität" zu erklären ist. Ein analoger klinischer Fall findet sich auf der Abbildung 44. Auch hier kam es bei sehr atrophischer Spongiosa zu einem nur mechanisch erklärbaren Versagen der Knochen-Zement-Verbindung. Besondere Erwähnung verdient in diesem Zusammenhang der Hinweis von M. E. MÜLLER, daß die Schaftspitze des Prothesenstiels unbedingt einzementiert werden muß. Gerade so erhält man ja die ausreichende Verbindung mit dem mechanisch viel tragfähigeren Femurschaft (siehe Abb. 45). Dieses Moment spielt auch bei den Kniegelenksprothesen eine wesentliche Rolle. In der viel schwächeren Spongiosa des distalen Femurendes (siehe Tab. 1) ist eine stabile Verankerung mittels Knochenzement kaum noch möglich. Nur der weit in den Femurschaft hineinreichende Prothesenstiel, der natürlich durch eine ausreichende Zementmenge mit der Cortikalis verbunden sein muß, gewährleistet einen

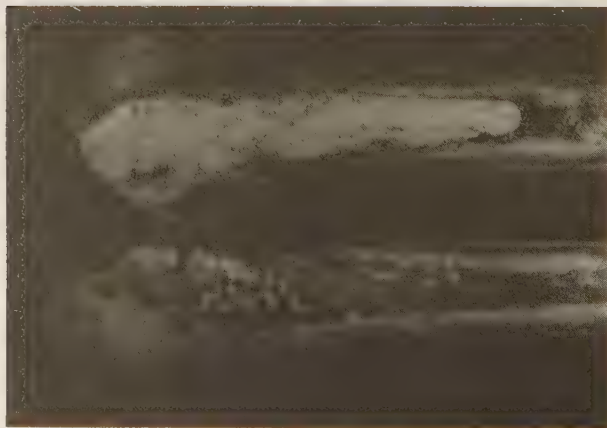


Abb. 41:

Knochenzementpräparat  
Guter Kontakt zwischen Zement  
und Knochen im Bereich des  
Femurschaftes.

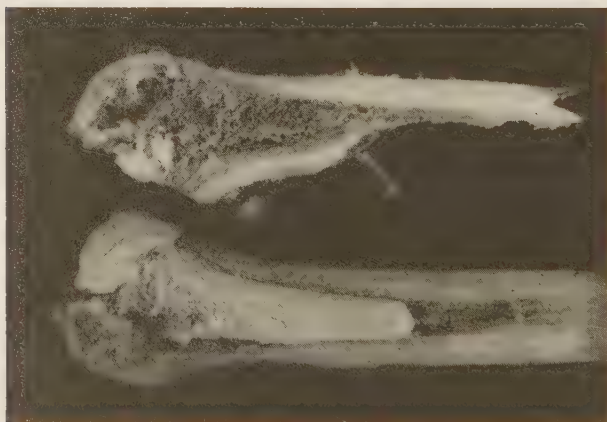


Abb. 42:

Ähnliche Situation wie auf  
Abb. 41

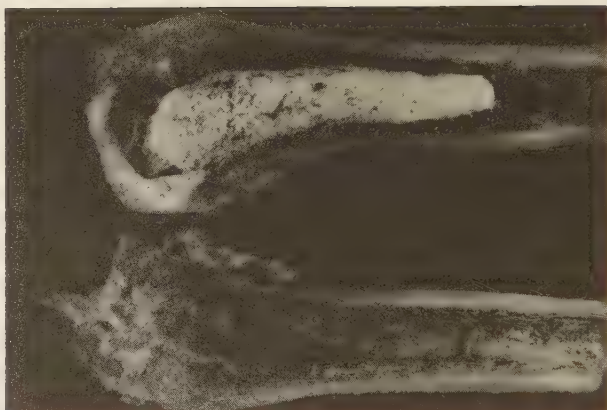


Abb. 43:

Hier liegt zwischen Zementfüllung  
und dem Femurschaft nur eine  
Schicht atrophische Spongiosa  
"Primäre Instabilität"

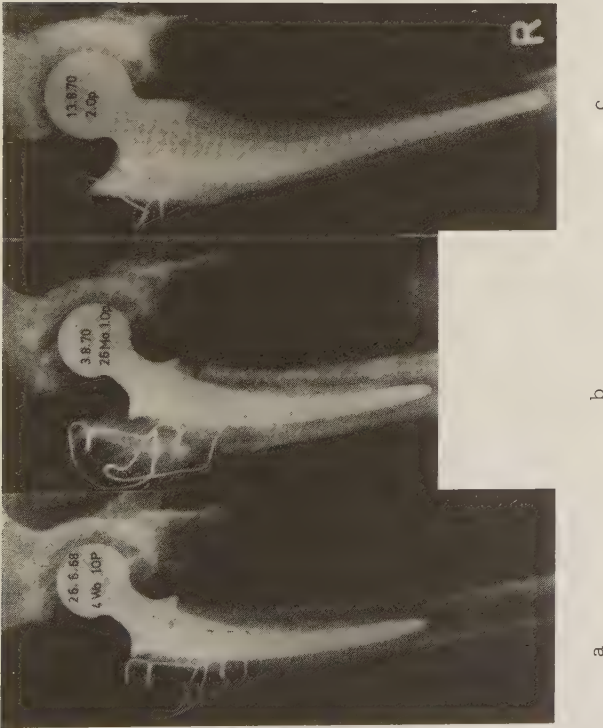


Abb. 44:

S. F., weibl., 01/06/99

- a) Primäre Instabilität wegen mechanisch minderwertiger Spongiosa und fehlender Einzementierung der Prothesenstielspitze.
- b) Zustand vor und c) Zustand nach Prothesenwechsel.

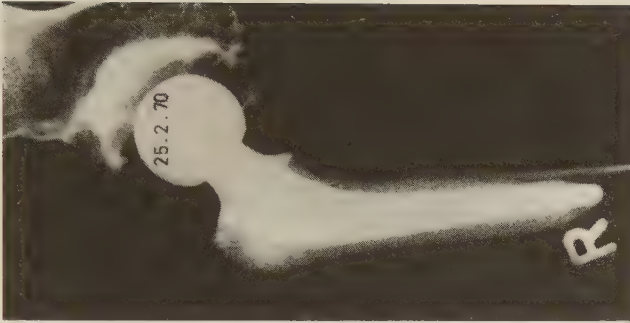


Abb. 45:

Ausreichend einzementierter Prothesenstiel

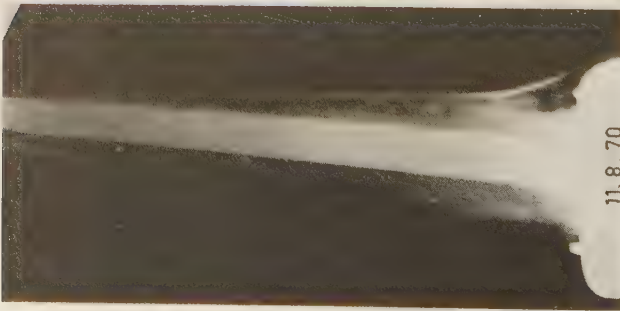


Abb. 46:

H.H., weibl. 31/07/17

Zustand nach Kniegelenkersatz (Young Knie).  
Annähernd ausreichende Zementfüllung des  
Femurschaftes.

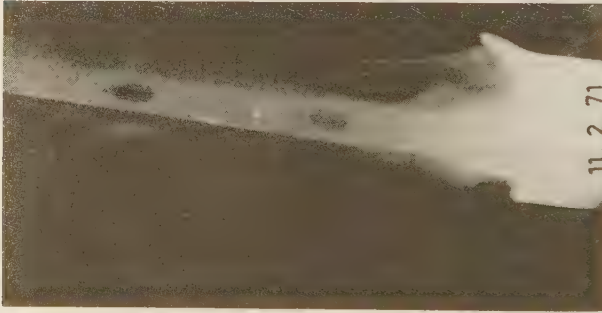
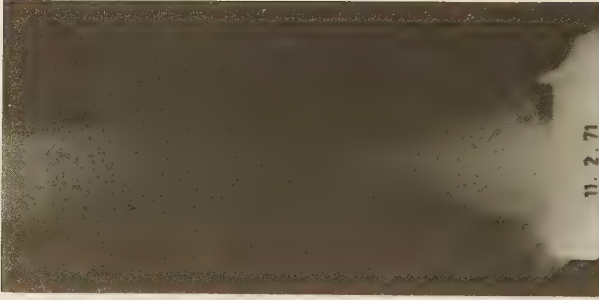


Abb. 47:

E.F., weibl., 12/01/07

Hier wurde relativ zu wenig Knochenzement  
für die Fixation des Prothesenstieles in die  
Femurmarkhöhle eingebracht.



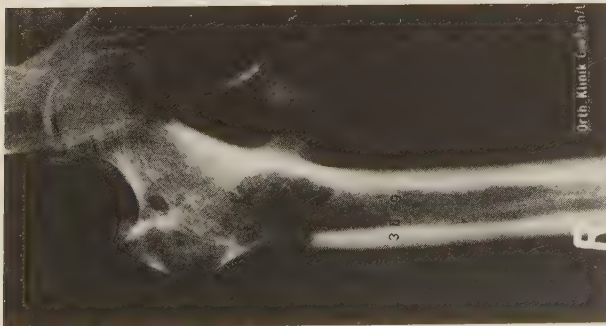


Abb. 48:  
D. E., weibl. 18/4/87

Ausreichende Zementfüllung nach operativer Versorgung einer Mamma-Ca-Metastase

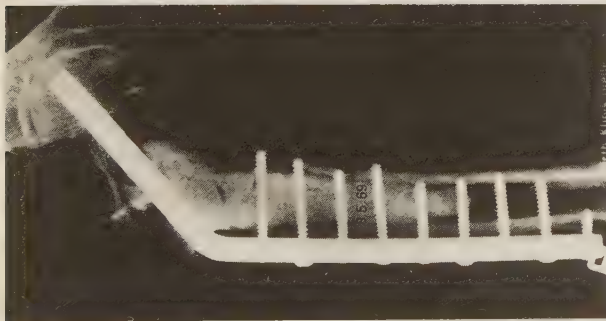
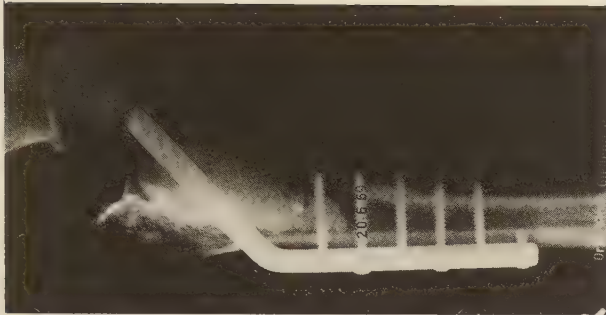


Abb. 49:  
S. A., männl. 13/2/02

Bei den auf den Abb. 49 und 50 dargestellten Fällen ist die Zementfüllung zu klein, um eine einwandfreie Kraftübertragung zu ermöglichen.



Abb. 50:  
R. A., männl. 27/3/27



a

b

wirklichen Halt. Die Abbildungen 46 und 47 veranschaulichen die entsprechenden Verhältnisse. In beiden Fällen handelt es sich um eine primär chronische Polyarthrit. Auf der Abbildung 46 ist der Kontakt zwischen Zement und Femurschaft einigermaßen ausreichend, auf Abbildung 47 jedoch nicht. Die Bedeutung eines guten Kontaktes zwischen Zement und Femurschaft geht aus den eigenen Versuchen eindeutig hervor. Auch CHARNLEY beschreibt einen Fall, bei dem es trotz Resorption des Schenkelhalses an der Kontaktstelle mit dem Kragen des Prothesenstiels nicht zu einer Lockerung kam, da im Bereiche des unteren Prothesenstiels eine ausreichende Fixierung bestand. Unter diesem Gesichtspunkt erscheint natürlich die Rolle der Spongiosa nicht mehr so außerordentlich wichtig. Dies ist jedoch nicht der Fall, da es wahrscheinlich im Endeffekt auf das Zusammenwirken mehrerer Faktoren bei der Herstellung einer guten Verbindung zwischen Zement und Knochen ankommt. Die "Pufferfunktion" der Spongiosa konnte ja auch bei den Aufweitungsversuchen gezeigt werden. Eine Endoprothese, die nur im oberen Drittel guten Kontakt hat und deren Spitze frei in der Markhöhle liegt, muß notwendigerweise durch das auftretende Biegemoment mit der Zeit in eine Varusstellung gehen. Sie verhält sich dann wie ein Fahnenmast, der in lockeres Erdreich gesteckt nur durch eine Bodenplatte vor dem Einsinken bewahrt wird und gegen seitliche Bewegungen nicht gesichert ist.

Ganz ähnlich sind die Probleme der Knochen-Zement-Verbindung bei der Versorgung pathologischer beziehungsweise osteoporotischer Frakturen. Auch hier kommt es darauf an eine flächenmäßig ausreichende Verbindung zwischen Knochen und Zement im Bereiche des Femurschaftes herzustellen. Die Abbildung 48b zeigt einen solchen Fall, bei dem wegen Metastase eines Mamma-Carzinoms im proximalen Femur eine Verbundosteosynthese präventiv durchgeführt werden mußte. Bei den auf Abbildung 49 und 50 wiedergegebe-

nen Fällen ist die Zementfüllung jedoch unzureichend um die auftretenden Druckkräfte auf den Knochen weiterleiten zu können. In solchen Situationen kommt es dann sehr leicht zu Ermüdungsbrüchen des Metallimplantates, die rein biomechanisch und nicht aufgrund eines Materialfehlers zu erklären sind.

## 12.0 ZUSAMMENFASSUNG

Die zunehmende Verwendung selbsthärtender Knochenzemente in der orthopädischen Chirurgie wirft immer wieder die Frage auf, wie sich die Kraftübertragung vom Zement auf den Knochen vollzieht und von welchen Faktoren sie abhängig ist. In einer kurzen Übersicht wurde zunächst anhand der vorliegenden Literatur die unterschiedliche Verwendungsweise selbsthärtender Kunststoffe unter mechanischen Gesichtspunkten geschildert. Die physikalisch-chemischen Eigenschaften des selbsthärtenden Knochenzementes Palacos<sup>R</sup> werden zusammenfassend dargestellt und außerdem eine Prüfung der Festigkeitseigenschaften nach den heutigen DIN-Normen durchgeführt. Als Einleitung zu den eigenen Versuchen wird die Übertragbarkeit einer in den Knochenzement eingeleiteten Kraft auf den umgebenden Knochen nach der Theorie von CHARNLEY zunächst erläutert und kurz diskutiert. Im experimentellen Teil folgt sodann eine Darstellung der auftretenden Kräfte bei der Knochen-Zement-Verbindung unter Berücksichtigung der geometrischen Form und Oberflächenbeschaffenheit. Bei der Prüfung der möglichen Versuchsanordnung unter Berücksichtigung der speziellen Fragestellung wird der Zugversuch zur Bestimmung der Haftfestigkeit zwischen Knochenzement und Knochen als direkte Methode gewählt. Die Auswahl der Präparate erfolgt nach einem speziellen Probenentnahmeplan,

wie es heute auch bei der Werkstoffprüfung üblich ist. Auf die besondere Problematik des biologischen Objektes Knochen wird dabei hingewiesen. Die Versuchsergebnisse zeigen trotz einer sehr großen Streuung, die sich in einer hohen Standardabweichung ausdrückt, deutliche Unterschiede in der Schubfestigkeit der Knochen-Zement-Verbindung beim paarweisen Mittelwertvergleich. Es stellt sich heraus, daß die Festigkeit im Bereiche der rauhen Innenfläche des Femurschaftes etwa doppelt so hoch wie in der Spongiosa des proximalen Femurendes ist und in der Spongiosa des distalen Femurendes nur noch ein Bruchteil dieser Festigkeit zu erwarten ist. Die Konsequenzen für die Fixation von Hüft- und Knieendoprothesen werden anhand einiger klinischer Fälle demonstriert und auch die Problematik bei der Versorgung pathologischer Frakturen sowie osteolytischer Herde am Oberschenkelknochen dargestellt.

## 13.0 DANKSAGUNG

Nach Abschluß dieser Arbeit möchte ich allen danken, die durch ihren Einsatz und ihre Hilfe zu einem guten Gelingen beigetragen haben.

Mein verehrter Chef, Herr Professor H. Rettig, Direktor der Orthopädischen Universitätsklinik Gießen, gab mir die Möglichkeit durch den Besuch einiger ausländischer Forschungsstätten in Stockholm, Brüssel und Davos wesentliche Anregungen für die Bearbeitung biomechanischer Probleme zu gewinnen. Seiner tatkräftigen Hilfe verdanke ich auch, daß die Arbeit ohne Belastung durch den täglichen Routinebetrieb abgeschlossen werden konnte und keine Probleme bei der Anschaffung der notwendigen Geräte entstanden. Er gab mir manchen wertvollen Hinweis.

Ganz besonders danken möchte ich Herrn Dr. Ing. K. Müller, Leiter der Abteilung für Kunststoffprüfung am Institut für Werkstoffkunde der Technischen Hochschule Darmstadt. Er beriet mich in allen Fragen der Versuchsanordnung und ermöglichte die über viele Wochen laufende Durchführung der Versuche im obengenannten Institut. Auch die Herren Dipl. Ing. P. Stagg e und Ing. (grad) K. Kaiser waren mir stets bei der Durchführung meiner Versuche behilflich.

Mit Herrn Dipl. phys. Traunfelder vom Physikalischen Institut der Justus Liebig-Universität Gießen (Direktor: Prof. Dr. Scharmann) konnte ich einige versuchstechnische Probleme diskutieren.

Herrn Privatdozent Dr. K. Noeske vom Pathologischen Institut der Justus Liebig-Universität Gießen (Direktor: Prof. Dr. Kracht) danke ich für die Möglichkeit, eine ausreichende Menge von Versuchsmaterial zur Verfügung gehabt zu haben.

Die auf S. 77 abgebildete Hydraulische Presse wurde von Herrn Maschinenbaukonstrukteur F. Kuchenhart, Düsseldorf, nach meinen Wünschen konstruiert. Herr Feinmechanikermeister H. Lingelbach, Gießen, übernahm die Anfertigung und stand mir auch während der praktischen Durchführung zahlreicher Versuche stets zur Verfügung.

Fräulein Gretel Krämer vom histologischen Labor der Orthopädischen Universitätsklinik Gießen sowie Herr J. Cornus von der Orthopädischen Werkstätte Bergler & Rieder an unserer Klinik halfen in unermüdlichem Einsatz bei der stets termingebundenen Herstellung der Versuchspräparate. Die Querschnittszeichnungen auf den Versuchsprotokollen wurden durch Frau von Behren angefertigt. Fräulein Gisela Passlack aus unserem Fotolabor gab sich große Mühe bei der Herstellung der Abbildungen.

Ein großer Teil der Zeichnungen wurde von Herrn H. Drescher erstellt. Frau Müller-Bohlen, Leiterin unserer Röntgenabteilung sowie Frau Schwarz und Fräulein Frauke Jöns fertigten die für die Abbildungen notwendigen Röntgenaufnahmen an.

Frau Dipl. math. Weiss von der Abteilung für Biometrie der landwirtschaftlichen Fakultät an der Universität Gießen war mir bei der statistischen Auswertung behilflich.

Die mühevolle Niederschrift des Manuskriptes besorgte Frau E. Weller mit großer Gewissenhaftigkeit.

Ihnen allen möchte ich herzlich danken.

14.0 L I T E R A T U R

- ARNAUDOW, M. - Die Implantation künstlicher Zahn-  
wurzeln  
Zahnärztl. Prax. 21: 4, 37-38 (1970)
- ASANG, E., POSCH, P. - Experimentelle Untersuchungen über  
und ENGELBRECHT, R. die Bruchfestigkeit des menschlichen  
Schienbeins  
Mschr. Unfallheilk. 72: 8, 336-344  
(1969)
- ASSMANN, B. - Technische Mechanik  
Band 2 - Festigkeitslehre  
(R. Oldenburg, München - Wien, 1968)
- BIRCHER, J. und - Erfahrungen mit Araldit im Tierexperi-  
ment  
NIGST, H. Arch. klin. Chir. 304: 930-934 (1963)
- BLAIMONT, par P., - Application de l'extensométrie à  
l'étude des réactions osseuses dans  
BURNY, F. et WAGNER, J. les arthroplasties de la hanche  
Acta orthop. belg. 34: 253-295 (1968)
- BLAIMONT, P. et - Préliminaires à l'étude biomécanique  
de la prothèse d' Austin-Moore  
WAGNER, J. Acta chir. belg. 64: 829-843 (1965)
- BLOCH, B. - Bonding of Fractures by Plastic Adhe-  
sives  
J. Bone Jt. Surg. : 40B: 804-816 (1958)
- BLUM, G. - Experimental observations of the use  
of absorbable and nonabsorbable pla-  
stics in bone surgery  
Proc. Roy. Soc. Med. 38: 169 (1944)

- BOITZY, A., und  
ZIMMERMANN, H. - Komplikationen bei Totalprothesen  
der Hüfte  
Arch. orthop. Unfall-Chir. 66:  
192-200 (1969) ~
- BORGHGRAEF, C.,  
VAILLANT, J.H. et  
PERI, G. - Reconstructions acryliques du sque-  
lette en chirurgie maxillo-faciale  
Act. Stomat. Belg. 66: 4, 387-435  
(1969)
- BUCHHOLZ, H.W. und  
ENGELBRECHT, H. - Über die Depotwirkung einiger Anti-  
biotica bei Vermischung mit dem  
Kunstharz Palacos  
Chirurg, Berlin. 41: 11, 511-515  
(1970)
- BUCHNER, H. und  
FEISCHL, P. - Spätergebnisse bei der Behandlung  
von Knochenbrüchen mit Polyurethan-  
schaum  
Arch. orthop. Unfall-Chir. 54:  
48-57 (1962)
- BUDECKE, E. und  
CAIN, H. - Biochemische Untersuchungen an  
Arterientransplantaten  
Klin. Wschr. 40: 16, 844 (1962)
- CAIN, H. und  
CARSTENSEN, G. - Morphologische Grundlagen für die  
Verwendung einer neuartigen "Gefäß-  
bank" im Tierexperiment  
Arch. klin. Chir. 296: 1, 88 (1961)
- CAIN, H. und  
CARSTENSEN, G. - Biologische Probleme des allo- und  
homoioplastischen Arterientransplan-  
tats  
Thoraxchirurgie. 9: 3, 344 (1961)
- CAIN, H. und PFOB, H. - Über Mucopolysaccharide in der nor-  
malen Aorta und im Aortentransplan-  
tat des Hundes  
Virchows Arch. path. Anal. 335:  
240 (1962)
- CARSTENSEN, G. et al. - Homologe Aortentransplantationen nach  
Konservierung durch Kunststoffeinfet-  
tung im Tierversuch  
Arch. klin. Chir. 295: 757 (1960)

- CARSTENSEN, G. - Eine neue Methode der Gefäßkonser-  
vierung durch Einbettung in einen  
schnellhärtenden Kunststoff  
Chirurg, Berlin. 31: 2, 49 (1960)
- CARSTENSEN, G. und  
JENSEN, H. P. - Erfahrungen mit der Herstellung und  
Anwendung von Gewebekonserven  
durch Einbettung in Kunststoff  
in: Gewebekonserven - Herstellung  
und Anwendung  
(Volk u. Gesundheit, Berlin, 1961)
- CATEL, W. - Gefügekundliche Untersuchungen über  
Struktur und Funktion des coxalen  
Femurendes des Menschen  
in: Ergebnisse der Anatomie und Ent-  
wicklungsgeschichte, Bd. 43, Heft 3  
(Springer, Berlin-Heidelberg-New  
York 1970)
- CHARNLEY, J. - Anchorage of the femoral head prosthe-  
sis to the shaft of the femur  
J. Bone Jt. Surg. 42-B: 28, (1960)
- The bonding of prostheses to bone by  
cement  
J. Bone Jt. Surg. 46-B: 518 (1964)
- A biomechanical analysis of the use  
of cement to anchor the femoral head  
prosthesis  
J. Bone Jt. Surg. 47-B: 354 (1965)
- Acrylic Cement in Orthopaedic Surge-  
ry  
(Livingstone, Edinburgh and London,  
1970)
- The Reaction of Bone to self-curing  
acrylic cement  
J. Bone Jt. Surg. 52-B: 340-353 (1970)

- CHARNLEY, J. and  
KETTLEWELL, J. - The elimination of slip between  
prosthesis and femur  
J. Bone Jt. Surg. 47-B: 56 (1965)
- CONTZEN, H.,  
STRAUMANN, F.,  
PASCHKE, E. und  
GEISSENDÖRFER, R. - Grundlagen der Alloplastik mit  
Metallen und Kunststoffen  
(Thieme, Stuttgart, 1967)
- COTTA, H. und  
SCHULITZ, K. P. - Komplikationen der Hüftalloarthro-  
plastik durch periartikuläre Gewebe-  
reaktionen  
Arch. orthop. Unfall-Chir. 69: 39-59  
(1970)
- CROZOLLI, N. R. - Ricerche sperimentale sulla fissazione  
chemica di endoprotesi metalliche  
all'osso nell'artroplastica d'anca  
Minerva ortop. 16: 395 (1965)
- DEBRUNNER, H. V. - Die Verträglichkeit von Polymethyl-  
methacrylat  
Z. Orthop. 83: 557 (1953)
- DIENER, A., DÖRR und  
HERRMANN, K. O. - Untersuchungen und Ergebnisse der  
physikalischen und physiologischen  
Gesetzmäßigkeiten bei der Anwendung  
von Kunststoff in der Knochenchirurgie  
Zbl. Chir. 46: 2376-2381 (1956)
- DIJK van, D. J. - De behandeling van pathologische  
femurfracturen met Palacos  
Ned. T. Geneesk. III: 14, 632-636  
(1967)
- DODGE, H. W. Jr. and  
CRAIG, W. - Acrylic cranioplasty: a newer rapid  
method for the repair of cranial defects;  
preliminary report  
Proc. Staff Meet Mayo Clin. 28: 256  
(1953)
- EHALT, W. - Erfahrungen mit Ostamer  
Verh. Dtsch. Orthop. Ges. 48:  
441-446 (1960)

- EVANS, F.G. - Stress and Strain in Bones  
(Thomas, Springfield, Illinois, 1957)
- FRANKEL, V.H. - The femoral neck  
(Almqvist & Wiksell, Göteborg-Stock-  
holm-Uppsala, 1960)
- FRANKEL, V.H. and - Orthopaedic Biomechanics  
BURSTEIN, A.H. (Lea & Febiger, Philadelphia, 1970)
- GERTHSEN, Chr. und - Einführung in das physikalische Prak-  
POLLERMANN, M. tikum  
(Springer, Berlin-Heidelberg-New  
York, 1967)
- GÖCKE, C. - Physikalische Untersuchungen an  
skoliotischen Wirbeln  
Verh. dtsh. Orthop. Ges. 21. Kongreß,  
168-181 (1926)
- GÖHRING, K. - Beitrag zur alloplastischen Deckung  
von Schädeldefekten mit einem auto-  
polymerisierenden Kunststoff  
Med. Klin. 55: 23, 1020 (1960)
- GOTTLOB, R. - Kunststoffe in der Chirurgie  
(Verlag der Wiener Medizinischen  
Akademie, 1970)
- GRASSER, H. - Die Verwendung von selbsthärtenden  
Kunststoffen zu Osteosynthesezwecken  
Dtsch. zahnärztl. Z. 24: 4, 306-311  
(1969)
- HAASE, W. - Schubebenen und Zerrüttungszonen  
beim Knochenbruch  
Arch. orthop. Unfall-Chir. 37: 592-599  
(1937)
- HAASE, W. und - Knochenbrüche beurteilt nach den  
RICHTER, G. Grundsätzen und Erkenntnissen der  
technischen Mechanik  
Arch. orthop. Unfall-Chir. 36: 541-556  
(1936)

- HABOUSH, E. J. - A new operation for arthroplasty of the hip based on biomechanics, photoelasticity, fast-setting dental acrylic and other considerations  
Bull. Hosp. Jt. Dis. N. Y. 14, 242 (1953)
- HATTEMER, A. J. - Über die Wirkung einiger Kunststoffe im Gewebe  
Dtsch. zahnärztl. Z. 11: 924 (1956)
- HEDRI, A. - Ein neues Prinzip der Osteosynthese  
Arch. klin. Chir. 167: 145-146 (1931)
- HEIDSIECK, C. - Die Therapie veralteter Gesichtsschädelfrakturen  
Dtsch. zahnärztl. Z. 16: 3, 285-288 (1961)
- HEIDSIECK, C., - Experimentelle Untersuchungen zur Frage der Knochenkonservierung in  
BÄSSLER, R. und KOHN, J. Kunststoff  
Dtsch. zahnärztl. Z. 22: 3, 518-528 (1967)
- HEINZE, R. - Kunststoffe in der Medizin  
(Joh. Ambrosius Barth, Leipzig, 1955)
- HELLERICH, W. - Kunststoffe - Eigenschaften und Prüfung  
(Frankh'sche Verlagshandlung, Stuttgart, 1968)
- HENNING, H. - Schädeldachplastik mit Kunststoff  
Med. Diss., Erlangen - Nürnberg (1967)
- HERRMANN, K. O. - Die Ergebnisse der Behandlung von Knochendefekten mit Kunststoffplatten, 3 bis 5 Jahre nach der operativen Behandlung  
Zbl. Chir. 86: 26, 1552 - 1554 (1961)
- HERRMANN, K. O. - Die Pseudarthrosenbehandlung mit Kunststoff  
Verh. dtsch. orthop. Ges. 42. Kongreß, 357-359 (1954)

- HERRMANN, K.O. - Die therapeutischen Ergebnisse zweier Fälle mit Kunststoffbehandlung von Frakturen des wachsenden Knochens nach Ablauf von 5 Jahren  
Zbl. Chir. 88: 31, 1258-1262 (1963)
- HERZOG, K.H. - Verwendung von konserviertem Seh-  
nengewebe im Experiment  
Verh. dtsh. orthop. Ges. 49. Kongreß,  
(1962)
- HESSERT, G.R. - Bruchfestigkeit und Struktur des Kno-  
chenzementes Palacos nach Zusatz  
von Gentamycin-Sulfat  
Arch. orthop. Unfall-Chir. 69: 289-  
299 (1971)
- HESSERT, G.R. und - Antibiotische Wirksamkeit von Mi-  
sungen des Polymethylmethacryla-  
tes mit Antibiotica  
Arch. orthop. Unfall-Chir. 68: 249-  
254 (1970)
- HIRSCH, C. - The clinical significance of biophysi-  
cal properties in skeletal structures  
Thule International Symposia  
Aging of Connective and Skeletal Tissue,  
pp. 305-318  
(Nordiska Bokhandelns Förlag, Stock-  
holm, 1969)
- HOFFMANN, C. - Feingewebliche Untersuchungen zur  
Verträglichkeit von Palavit im Tier-  
versuch  
Verh. dtsh. orthop. Ges., 42. Kon-  
greß, 352-353 (1955)
- HOFFMANN, K. - Konservierung von Knorpel für plasti-  
sche Operationen im HNO-Bereich  
HNO, 6:4, 124 (1957)
- HOFFMANN, K. - Knorpelbank für den plastisch tätigen  
HNO-Arzt  
Filmvotr. 42. Tgg. NWD Vereinigg.  
HNO-Ärzte, Göttingen, 1959, Ref.  
HNO, 8: 7, 223 (1960)

- HOFMANN, M.
- Untersuchungen über die direkte Prothesenunterfütterung mit kaltpolymerisierendem Kunststoff ("Paladur")  
Dtsch. zahnärztl. Z. 15: 2, 1210-1222 (1960)
- HOPPE, W.
- Tierexperimentelle Untersuchungen über Gewebsreaktionen auf Injektionen von autopolymerisierendem Kunststoff  
Dtsch. zahnärztl. Z. 11: 15, 837 (1956)
- HOPPE, W. und  
BREMER, H.
- Experimenteller Beitrag zur enossalen Implantation alloplastischen Materials im Kieferbereich  
Dtsch. zahnärztl. Z. 11: 10 : 551 (1956)
- HULLIGER, L.
- Untersuchungen über die Wirkung von Kunsthharzen (Palacos und Ostamer) in Gewebekulturen  
Arch. orthop. Unfall-Chir. 54: 581-588 (1962)
- HUPFAUER, W.
- Experimentelle und klinische Infrarot-Thermographie  
Wiss. Ausstellung der DGOT, Kiel 1970  
Verh. dtsh. orthop. Ges., 57. Kongreß 1970 (Im Druck)
  - Thermographische Messungen der Polymerisationstemperaturen thermoplastischer Kunststoffe  
Arch. orthop. Unfall-Chir. (Im Druck)
  - Neue Methoden zur experimentellen Wärmemessung in der operativen Orthopädie  
Fortschr. Med. (Im Druck)
- IDELBERGER, K.H.
- Knochenkonservierung in Palavit durch Gefriertrocknung  
Verh. dtsh. orthop. Ges. 43. Kongreß, 69-71 (1956)

- IDELBERGER, K. H.
- Erfahrungen mit der Knochenkonservierung in Palacos (Palavit)  
in: Gewebekonserven - Herstellung und Anwendung  
(Volk u. Gesundheit, Berlin, 1961)
  - Knochen-, Knorpel-, Fascien- und Sehnen-Transplantationen beim Kind  
in: Lehrbuch der Chirurgie u. Orthopädie des Kindesalters, Bd. 1  
(Springer, Berlin-Göttingen-Heidelberg 1959)
  - Palavit in der operativen Orthopädie  
Verh. dtsh. orthop. Ges. 42. Kongreß, 354-357 (1955)
  - Die Kunststoffprothese in der Hüftchirurgie  
Rev. Chir. Orthop. 42: 311-312 (1956)
- IMMENKAMP, A.
- Beiträge zur maxillo-facialen Chirurgie unter besonderer Berücksichtigung der Korrektur von Fehlbildungen des Mittelgesichts  
Dtsch. zahnärztl. Z. 15, 15: 1073 (1960)
- JENDRYSCHIK, A. H.
- Chemoosteosynthese durch Ostamer  
Z. Orthop. 95: 97-99 (1962)
- JUNGHANNS, H.
- Verblockungsoperationen bei Frakturen der Halswirbelkörper  
Mtschr. Unfallheilk. 73: 10, 443-452  
(1970)
- KEIL, W.
- Zur Frage der alloplastischen Deckung großer Schädeldefekte mit Kunststoff  
Med. Bild, 4: 3, 90 (1961)
- KETTERL, W. und  
KIERSE, H.
- Mechanische Untersuchungen über Palavit  
Dtsch. zahnärztl. Z. 7: 13, 745-755  
(1952)

- KIAER, S.
- Experimental Investigation of the Tissue Reaction to Acrylic Plastics
  - Preliminary report on artroplasty by use of acrylic head  
Cinquième Congrès international de Chirurgie orthopédique, Stockholm, 1951  
(Imprimerie Liliens, Bruxelles, Belgique, 1953)
- KNESE, K. H.
- Knochenstruktur als Verbundbau (Thieme, Stuttgart, 1958)
- KNESE, K. H., HAHNE, O. H. und BIERMANN, H.
- Festigkeitsuntersuchungen an menschlichen Extremitätenknochen aus: GEGENBAUR's Morph. Jb. 96. Bd., Leipzig (1956)  
(Akad. Verlagsges. Geest & Portig K. G.)
- KOCH, J. C.
- The Laws of Bone Architecture  
Amer. J. Anat. 21: 177-298 (1917)
- KOHN, J.
- Ergebnisse von Knochentransplantationen nach experimenteller Konservierung des Knochens in autopolymerisierendem Kunststoff  
Med. Diss. Mainz (1965)
- KRATZERT, R. und SCHELLMANN, W. D.
- Verankerungsprobleme bei der Anwendung autopolymerisierender Kunststoffimplantate  
Arch. orthop. Unfall-Chir. 68: 351-357 (1970)
- LEEMANN, R. A. und JENNY, M.
- Tierexperimentelle Erfahrungen mit "Ostamer" zur Frakturheilung  
Helv. chir. Acta 28: 484-491 (1961)
- LEITZ, G.
- Ursachen des Bruchverhaltens langer Röhrenknochen  
(Enke, Stuttgart, 1970)

- MANDARINO, P. and  
SALVATORE, J.E. - Polyurethane Polymer - Its Use in  
Fractured and Diseased Bones  
Amer. J. Surg. 97: 442-446 (1959)
- MOHR, H.J. - Pathologische Anatomie und kausale  
Genese der durch selbstpolymerisie-  
rendes Methacrylat hervorgerufenen  
Gewebsveränderungen  
Z. ges. exp. Med. 130: 41-69 (1958)
- MÜLLER, K. - Temperaturabhängigkeit des Elasti-  
zitätsmoduls  
Kunststoffe 60: 11, 873-79 (1970)
- MÜLLER, M.E. - Ostamer und Palacos in der Knochen-  
chirurgie  
Arch. klin. Chir. 304: 934-936 (1963)
- Kunstharze in der Knochenchirurgie  
Helv. chir. Acta 30: 121-123 (1963)
- Die Verwendung von Kunstharzen in  
der Knochenchirurgie  
Arch. orthop. Unfall-Chir. 54: 513-522  
(1962)
- Totalprothesen aus Protasul  
AO-Bulletin, Bern (1968)
- NIEDERMEIER, S. - Zur Frage der Ohrknorpelkonservie-  
rung in der Augenheilkunde  
Klin. Mbl. Augenheilk. 140: 5, 692  
(1962)
- NIGST, H. - Knochenersatz mit alloplastischem  
Material nach Resektion bei Tumor-  
metastasen  
Arch. klin. Chir. 304: 919-921 (1963)
- NIGST, H., WAGENER, H., Industrielle Gießharze in der Knochen-  
chirurgie  
BIRCHER, J. und Dtsch. med. Wschr. 85: 658-660 (1960)  
ZUPPINGER, P. und 86: 1621-1625  
(1961)

- OEST, O.
- Palliativoperationen bei Knochenmetastasen  
Melsunger Medizinische Mitteilungen, Bd. 42, Suppl. II/1968
  - Präventivbehandlung pathologischer Frakturen  
Hefte zur Unfallheilk. 106: 168-172 (1970)
  - Verbundosteosynthesen in mechanischer und funktioneller Sicht  
Verh. dtsh. orthop. Ges. 1970, Kiel (Im Druck)
- OETTEL, H.
- Biologische Probleme bei der Implantation von Kunststoffen  
Arch. klin. Chir. 304: 900-918 (1963)
- OHNSORGE, J.
- Festkörperoberflächenuntersuchungen mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskops  
Z. Orthop. 107: 213-220 (1970)
- OHNSORGE, J. und  
GOEBEL, G.
- Oberflächentemperaturen des abhärtenden Knochenzementes Palacos von Metallendoprothesen im Oberschenkelmarkraum  
Arch. orthop. Unfall-Chir. 67: 89-100 (1969)
- OHNSORGE, J. und  
GOEBEL, G.
- Die Verwendung unterkühlter Metallendoprothesen in der Hüftchirurgie  
Z. Orthop. 107: 683-696 (1970)
- OHNSORGE, J. und  
HOLM, R.
- Änderungen der Spongiosafeinstruktur unter dem Einfluß des auspolymerisierenden Knochenzementes  
Z. Orthop. 107: 405-411 (1970)
- OLSSON, S. E. and  
RIETZ, K. A.
- Polymer Osteosynthesis II  
Acta chir. scand. Suppl. 367 (1966)

- OTT, G., VOLLMAR, J. und HIERONYMI, G. - Krebsgefährdung nach Implantation von Kunststoffen  
Arch. klin. Chir. 302: 608-628 (1963)
- OTTO, E. - Fortschritte in der Behandlung von Schädeldefekten  
Chirurg, Berlin. 36: 6, 273 (1965)
- PAPE, K. - Zur plastischen Wiederherstellung des Vorderschädels  
Dt. Stomat. 20: 1, 1-11 (1970)
- PAUWELS, F. - Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates  
(Springer, Berlin-Heidelberg-New York 1965)
- PERREN, S.M., HUGGLER, A., RUSSENB-  
BERGER, M., STRAUMANN, tical bone  
F., MÜLLER, M.E. and Acta orthop. scand. Suppl. 125,  
ALLGÖWER, M. Munksgaard Copenhagen (1969)
- PETERS, G., BIEHL, G. und HANSER, U. - Experimentelle Untersuchungen über die Wärmeentwicklung im Knochen bei der Polymerisation von Polymethylmethacrylat  
Saarl. Ärztebl. 11: 637-639 (1970)
- PFEIFFER, R. - Die chirurgische Behandlung der Spondylitis tuberculosa unter Berücksichtigung moderner Allentheseverfahren  
Z. Tuberk. 129: 141-143 (1968)
- Fusion der Wirbelkörper mit dem Autopolymerisat Palacos R  
Arch. orthop. Unfall-Chir. 62: 250-255 (1967)
- Verriegelung tuberkulös erkrankter Wirbel mit dem schnellhärtenden Kunstharz Palacos  
Praxis Pneumologie 21: 696-699 (1967)

- PFEIFFER, R. - Ein neues Verfahren der Behandlung frischer Wirbelbrüche unter Anwendung eines Kunstharzes  
Z. Orthop. 105: 122-123 (1968)
- PUHL, W. und  
SCHULITZ, K. P. - Morphologische Untersuchung über die Polymerisation von Knochenzement  
Arch. orthop. Unfall-Chir. 69: 300-314 (1971)
- RAUCH - PUNTIGAM -  
VÖLKER - Acryl- und Methacrylverbindungen (Springer, Berlin-Heidelberg-New York, 1967)
- REDLER, I. - Chemical osteosynthesis  
Plast. reconstr. Surg. 25: 174-178 (1960)
- REHN, J. - Die Behandlung gelenknaher Oberschenkelfrakturen  
Chirurg, Berlin. 40: 5, 203-208 (1969)
- RENNER, E. - Mathematisch-statistische Methoden in der praktischen Anwendung (Paul Parey, Berlin und Hamburg, 1970)
- RETTIG, H. - Plastische und alloplastische Operationen bei der Behandlung gelenknaher Tumoren  
Beitr. Orthop. Traumatol. 16: 12 (1969)
- RIDDLE, E. H. - Monomeric Acrylic Esters (Reinhold Publishing Corp., New York, 1954)
- RIETZ, K. A. - Polymer Osteosynthesis  
Experimental studies with an epoxy resin (Araldite AW 120)  
Acta chir. scand. 128: 387-401 (1964)
- Polymer Osteosynthesis III  
Acta chir. scand. Suppl. 388 (1968)

- ROBERTS, A. C. - The Surgical Application of Auto-Polymerising Acrylic Resin  
Bio-Medical Engineering (Sept. 1967)
- ROGGATZ, J. und  
ULLMANN, G. - Tierexperimentelle Untersuchungen  
über die Reaktion des Weichteillagers  
auf flüssiges und auspolymerisiertes  
PALACOS  
Arch. orthop. Unfall-Chir. 68:  
282-293 (1970)
- ROSENMEYER, F. W. - Schnell herstellbare Kunststoffplastik  
zur Deckung von Schädelknochenlücken  
Acta Neurochir. Suppl. III  
(Springer, Wien 1955)
- SALVATORE, J. E. and  
MANDARINO, M. P. - Polyurethane Polymer, Its use in  
osseous lesions  
Ann. Surg. 149: 107-109 (1959)
- SEDLIN, E. - A rheological model for cortical bone.  
A study of the physical properties of  
human femoral samples  
Acta orthop. scand. Suppl. 83
- SEMLITSCH, M. und  
WILLERT, H. G. - Gewebsveränderungen im Bereiche  
metallischer Hüftgelenke  
VI. Internationales Symposium für  
Mikrochemie 1970, Graz/Österreich  
(Kulzer; Winterthur, 1971)
- SERFLING, H. J. und  
UNGER, R. R. - Die Früh- und Spätversorgung fronto-  
basaler Schädel-Hirnverletzungen  
Vortrag Internat. Konf. Traumatol.  
Budapest 19. -21. 10. 1961
- SLAIS, J. - Die Einheilung der porösen Polymethyl-  
methacrylate  
Zbl. allg. Path. path. Anat. 98:  
571-575 (1958)

SCHEUBA, G.

- Osteosynthese pathologischer Frakturen  
Zbl. Chir. 90: 1737-1741 (1965)
- Die Osteosynthesen mit dem Kunstharz Palacos  
Chirurg, Berlin. 37: 11, 506-508 (1966)
- Zur operativen Behandlung von Knochenmetastasen in Gelenksnähe mit Palacos  
Wien, klin. Wschr. 80: 550-551 (1968)
- Belastungsstabile Osteosynthesen mit Autopolymerisaten bei Knochenmetastasen des Femur  
Arch. klin. Chir. 322: 450-454 (1968)
- Die Osteosynthese mit Autopolymerisaten bei Knochenmetastasen des Femur  
Arch. orthop. Unfall-Chir. 65: 333-356 (1969)

STRUTHERS, N.M.

- An Experimental Study of Polyvinyl Sponge as a Substitute for Bone  
Plast. reconstr. Surg. 15: 274-289 (1955)

STRUTHERS, N.M.,  
GRINDLAY, J.H., FIGI,  
FREDERICK:

- An experimental study of formation of antogenous bone within polyvinyl sponge  
J. Plast. Reconstruct. Surg. 15: 274 (1955)

THOMALSKE, G.

- Die plastische Deckung von Schädelknochendefekten im Schnellverfahren nach WORINGER  
Med. Bilder-Dienst, Heft 2 (1962)

TURNER, J. und  
DIMICCOLI, N.

- Über die Verwendung von Kunstharzen in der Orthopädie  
Z. Orthop. 95: 82-94 (1962)

- UNGER, R. R. und  
SOLLMANN, H. - Die Versorgung von Schädelkalotten-  
defekten mit Palacos  
Zbl. Chir. 89: 23, 849 (1964)
- WAGNER, A. und  
UMBACH, W. - Die plastische Deckung von knöchernen  
Schädeldefekten  
Dtsch. med. J. 14: 7, 191 (1963)
- WEISSBACH, W. - Werkstoffkunde und Werkstoffprüfung  
(Friedr. Vieweg u. Sohn, Braunschweig,  
1970)
- WESTPHAL, W. H. - Lehrbuch der Physik  
(Springer, Berlin, 1970)
- WILLENEGGER, H.,  
SCHENK, R. und  
BANDI, W. - Die Anwendung von Leimsubstanzen  
in der Knochenchirurgie  
Melsunger Med. Mitteilungen 100:  
2487-2493
- WILLERT, H. G. und  
SCHREIBER, A. - Unterschiedliche Reaktionen von Kno-  
chen- und Weichteillager auf autopoly-  
merisierende Kunststoffimplantate  
Z. Orthop. 106: 231-252 (1969)
- WILTSE, L. L., HALL, R. H.  
STENENJEM, J. C. - Experimental studies regarding the  
possible use of selfcuring acrylic in  
orthopaedic surgery  
J. Bone Jt. Surg. 39-A: 961 (1957)
- WORINGER, E. et al. - Nouvelle technique ultra-rapide pour  
la réfection de brèches osseuses  
craniennes à la résine acrylique.  
Avantage de la résine acrylique sur  
le fantale  
Rev. Neurolog. 85: 527 (1951)
- WORINGER, E. und  
THOMALSKE, G. - Über die plastische Deckung von  
Schädelknochendefekten mit autopoly-  
merisierender Kunstharzmasse. Eine  
neue Schnellmethode  
Arch. Psych. Z. Neurol., 191:  
100 (1953)

- ZANDER, C. - Zur chirurgischen Behandlung von Knochendefekten nach Schädeltraumen  
Hamburger Ärztebl. 1: 12 (1957)
- ZINGG, W.: - Zur Frakturenbehandlung mit "Knochenleim"  
Schweiz. Med. Wschr. 90: 1016-1017  
(1960)
- ZOLLINGER, H.U. - Experimentelle Erzeugung maligner Nierenkapseltumoren bei der Ratte durch Druckreiz (Plastik-Kapseln).  
Schweiz. Z. Path. Bakt. 15: 666  
(1952)
- ZUSCHNEID, K. und LÖW, K. - Osteosynthese durch percutane Verschraubung und Palavitbrückenfixation  
Chirurg, Berlin 39: 2, 62-65 (1968)

A N H A N G

---

Gewichtsbestimmung  
 des bei den Festigkeitsuntersuchungen verwendeten Palacos R  
 Normkleinstäbe ( $50 \pm 1$   $6 \pm 0,2$   $4 \pm 0,2$  mm)  
 mit der Analysenwaage

| Lfd.<br>Nr. | Breite<br>(mm) | Höhe<br>(mm) | Gewicht<br>(g) |
|-------------|----------------|--------------|----------------|
| 1           | 6,05           | 3,90         | 1,4655         |
| 2           | 6,05           | 4,00         | 1,5137         |
| 3           | 5,95           | 4,00         | 1,4633         |
| 4           | 6,00           | 4,00         | 1,4896         |
| 5           | 6,05           | 4,00         | 1,4779         |
| 6           | 6,00           | 4,00         | 1,4616         |
| 7           | 5,95           | 3,95         | 1,4514         |
| 8           | 6,00           | 4,00         | 1,4663         |
| 9           | 5,95           | 3,80         | 1,4729         |
| 10          | 6,00           | 4,00         | 1,5160         |
| 11          | 5,95           | 3,95         | 1,4781         |
| 12          | 6,00           | 3,90         | 1,4847         |
| 13          | 5,95           | 3,85         | 1,4905         |
| 14          | 6,00           | 3,90         | 1,4632         |
| 15          | 6,05           | 4,00         | 1,5136         |
| 16          | 6,00           | 3,85         | 1,4498         |
| 17          | 5,95           | 3,95         | 1,4579         |
| 18          | 6,00           | 3,90         | 1,4672         |
| 19          | 5,95           | 3,95         | 1,4786         |
| 20          | 6,00           | 3,90         | 1,4898         |
| 21          | 6,00           | 4,00         | 1,4609         |
| 22          | 6,00           | 3,95         | 1,4481         |
| 23          | 5,95           | 4,00         | 1,4665         |
| 24          | 5,95           | 4,00         | 1,5118         |
| 25          | 5,95           | 3,95         | 1,4588         |
| 26          | 5,95           | 4,00         | 1,5137         |
| 27          | 6,00           | 3,95         | 1,4846         |
| 28          | 5,95           | 4,00         | 1,5169         |
| 29          | 6,00           | 3,85         | 1,4682         |
| 30          | 5,95           | 3,85         | 1,4708         |
| 31          | 6,00           | 4,00         | 1,4812         |
| 32          | 5,95           | 3,95         | 1,4653         |
| 33          | 5,95           | 3,85         | 1,4711         |

Bestimmung der Rohdichte (nach DIN 53.479, Ausgabe September 1954)  
 der Palacos<sup>R</sup> - Normkleinstäbe Nr. 31, 32 und 33  
 im Auftriebsverfahren mit der Analysenwaage

| Lfd.<br>Nr.                                                                                                      | m<br>(g) | m'<br>(g) | V<br>(cm <sup>3</sup> ) | d <sub>R</sub><br>(g/cm <sup>3</sup> ) |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------|-----------|-------------------------|----------------------------------------|
| 31                                                                                                               | 1,479    | 0,295     | 1,184                   | 1,25                                   |
| 32                                                                                                               | 1,463    | 0,289     | 1,174                   | 1,25                                   |
| 33                                                                                                               | 1,469    | 0,316     | 1,153                   | 1,27                                   |
| m = Gewicht der Proben in Luft<br>m' = Gewicht der Proben in Wasser<br>V = Volumen<br>d <sub>R</sub> = Rohdichte |          |           |                         |                                        |

Biegeversuch (nach DIN 53.452, Ausgabe Februar 1952)an den Palacos<sup>R</sup> - Normkleinstäben Nr. 11 bis 20

Durchführung mit Zwick-Biegemaschine, Bereich 50 kp

| Lfd.<br>Nr. | b<br>(mm) | h<br>(mm) | P max<br>(kp) | $\sigma_{bB}$<br>(kp/cm <sup>2</sup> ) |
|-------------|-----------|-----------|---------------|----------------------------------------|
| 11          | 5,95      | 3,95      | 10,25         | 674                                    |
| 12          | 6,00      | 3,90      | 9,80          | 645                                    |
| 13          | 5,95      | 3,85      | 10,80         | 726                                    |
| 14          | 6,00      | 3,90      | 9,25          | 609                                    |
| 15          | 6,05      | 4,00      | 10,85         | 689                                    |
| 16          | 6,00      | 3,85      | 8,80          | 594                                    |
| 17          | 5,95      | 3,95      | 10,10         | 654                                    |
| 18          | 6,00      | 3,90      | 9,10          | 597                                    |
| 19          | 5,95      | 3,95      | 10,20         | 659                                    |
| 20          | 6,00      | 3,90      | 11,30         | 742                                    |

Der Mittelwert der Biegefestigkeit  $\sigma_{bB}$  beträgt  
658 kp/cm<sup>2</sup> (Kleinstwert 594, Größtwert 742).

b = Breite

P max = Einwirkende Kraft beim  
Bruch des Probestabs

h = Höhe

 $\sigma_{bB}$  = Biegefestigkeit

Schlagbiegeversuch (nach DIN 53.453, Ausgabe Oktober 1965)  
 an den Palacos<sup>R</sup>-Normkleinstäben Nr. 1 bis 10  
 Durchführung mit Zwick-Pendelschlagwerk, Pendel 5 kp/cm

| Lfd.<br>Nr.                                                                                                                                                                                                                                                                                          | b<br>(mm) | h<br>(mm) | $A_n$<br>(kp/cm) | $a_n$<br>(kpcm/cm <sup>2</sup> ) |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|-----------|------------------|----------------------------------|
| 1                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | 6,05      | 3,90      | 1,28             | 5,4                              |
| 2                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | 6,05      | 4,00      | 0,87             | 3,6                              |
| 3                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | 5,95      | 4,00      | 0,94             | 4,0                              |
| 4                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | 6,00      | 4,00      | 1,80             | 7,5                              |
| 5                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | 6,05      | 4,00      | 1,22             | 5,0                              |
| 6                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | 6,00      | 4,00      | 1,36             | 5,7                              |
| 7                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | 5,95      | 3,95      | 1,44             | 6,1                              |
| 8                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | 6,00      | 4,00      | 1,34             | 5,6                              |
| 9                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | 5,95      | 3,80      | 1,03             | 4,6                              |
| 10                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | 6,00      | 4,00      | 1,44             | 6,00                             |
| <p>Der Mittelwert der Schlagzähigkeit <math>a_n</math> beträgt 5,35 kpcm/cm<sup>2</sup>.</p> <p>h = Höhe                      <math>A_n</math> = vom Probekörper verbrauchte Schlagarbeit in kpcm</p> <p>b = Breite                    <math>a_n</math> = Schlagzähigkeit in kpcm/cm<sup>2</sup></p> |           |           |                  |                                  |



Zugversuch (nach DIN 53.455, Ausgabe April 1968)an Palacos<sup>R</sup>-Preßstoffstäben (Typ Nr. 3)

Durchführung mit Universalprüfmaschine, Einspannlänge 90 mm

| Lfd.<br>Nr.                                                                                                                                                                                                                             | h<br>(mm) | b<br>(mm) | P max<br>(kp) | $\sigma_B$<br>(kp/cm <sup>2</sup> ) |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|-----------|---------------|-------------------------------------|
| 1                                                                                                                                                                                                                                       | 3,80      | 10,15     | 164           | 425                                 |
| 2                                                                                                                                                                                                                                       | 3,95      | 10,05     | 144           | 363                                 |
| 3                                                                                                                                                                                                                                       | 3,95      | 10,15     | 135           | 336                                 |
| 4                                                                                                                                                                                                                                       | 3,90      | 10,10     | 183           | 464                                 |
| 5                                                                                                                                                                                                                                       | 3,85      | 10,10     | 164           | 422                                 |
| <p>Der <u>Mittelwert</u> der Zugfestigkeit <math>\sigma_B</math> beträgt 402 kp/cm<sup>2</sup>.</p> <p>h = Höhe                      P max = Höchstkraft</p> <p>b = Breite                    <math>\sigma_B</math> = Zugfestigkeit</p> |           |           |               |                                     |

Härteprüfung durch Eindruckversuch

(nach DIN Vornorm 53.456)

Durchführung mit Zwick-Härteprüfer, Bereich 36,5 kp

| Lfd.<br>Nr.                                                                                                                                                                                                                                                                                                             | h 10<br>(mm) | H 10 <sub>2</sub><br>(kp/mm <sup>2</sup> ) | h 60<br>(mm) | H 60<br>(kp/mm <sup>2</sup> ) |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------|--------------------------------------------|--------------|-------------------------------|
| 1                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 0,163        | 14,33                                      | 0,182        | 12,84                         |
|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         | 0,179        | 13,05                                      | 0,200        | 11,68                         |
| 2                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 0,188        | 12,43                                      | 0,212        | 11,02                         |
|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         | 0,182        | 12,84                                      | 0,204        | 11,45                         |
| 3                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 0,160        | 14,60                                      | 0,179        | 13,05                         |
|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         | 0,168        | 13,91                                      | 0,188        | 12,43                         |
| 4                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 0,160        | 14,60                                      | 0,179        | 13,05                         |
|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         | 0,153        | 15,27                                      | 0,171        | 13,66                         |
| 5                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 0,168        | 13,91                                      | 0,187        | 12,49                         |
|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         | 0,155        | 15,07                                      | 0,172        | 13,58                         |
| <p>Der Mittelwert der Kugeldruckhärte H beträgt<br/> nach 10 Sekunden Prüfdauer 14,00 kp/mm<sup>2</sup>,<br/> nach 60 Sekunden Prüfdauer 12,53 kp/mm<sup>2</sup>.</p> <p>h = Eindringtiefe in mm (unter Berücksichtigung der gemessenen Aufbiegung des Prüfgerätes)</p> <p>H = Kugeldruckhärte in kp/mm<sup>2</sup></p> |              |                                            |              |                               |

Bestimmung der Rohdichte (nach DIN 53.479, Ausgabe September 1954)  
 an den Palacos<sup>R</sup>-Flachstäben ( $4 \pm 0,2$   $10 \pm 0,5$   $120 \pm 2$  mm)  
 die zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls benutzt werden

| Lfd.<br>Nr.                                                                                                      | m<br>(g) | m'<br>(g) | V<br>(cm <sup>3</sup> ) | d <sub>R</sub><br>(g/cm <sup>3</sup> ) |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------|-----------|-------------------------|----------------------------------------|
| 1                                                                                                                | 5,8358   | 1,2600    | 4,5758                  | 1,28                                   |
| 2                                                                                                                | 5,8789   | 1,2353    | 4,6436                  | 1,27                                   |
| 3                                                                                                                | 5,9465   | 1,2134    | 4,7331                  | 1,26                                   |
| m = Gewicht der Proben in Luft<br>m' = Gewicht der Proben in Wasser<br>V = Volumen<br>d <sub>R</sub> = Rohdichte |          |           |                         |                                        |

# Bestimmung des Elastizitätsmoduls

(dyn) bei  $20^{\circ}$  ( $293,16^{\circ}\text{K}$ ) an Palacos-Flachstäben  
im Resonanzschwingungsverfahren mit dem Elastomat

| Lfd.<br>Nr. | $l$<br>(mm) | $f_1$<br>( $\text{s}^{-1}$ ) | $f_2$<br>( $\text{s}^{-2}$ ) | $l^2$<br>( $\text{mm}^2$ ) | $d_R$<br>( $\text{g}/\text{cm}^3$ ) | $E$<br>( $\text{kp}/\text{cm}^2$ ) |
|-------------|-------------|------------------------------|------------------------------|----------------------------|-------------------------------------|------------------------------------|
| 1           | 120,6       | 7385                         | 54538                        | 14544                      | 1,28                                | 41433                              |
| 2           | 120,3       | 7264                         | 52766                        | 14472                      | 1,27                                | 39544                              |
| 3           | 120,8       | 7219                         | 52114                        | 14593                      | 1,26                                | 39072                              |

Der Mittelwert des Elastizitätsmoduls  $E$  beträgt  
 $40016 \text{ kp}/\text{cm}^2$ .

$l$  = Probenlänge

$d_R$  = Rohdichte

$f_1$  und  $f_2$  = Resonanz-  
frequenz

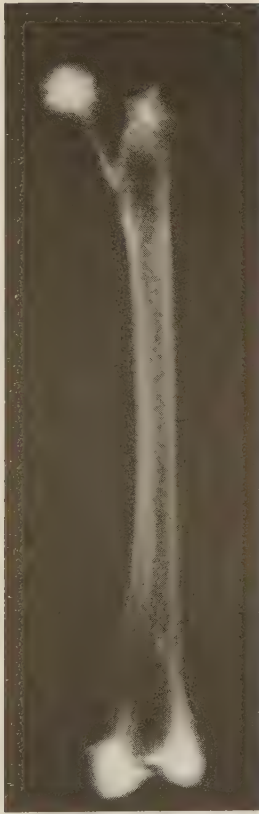
$E$  = Elastizitätsmodul

## Angaben über die Herkunft der Präparate

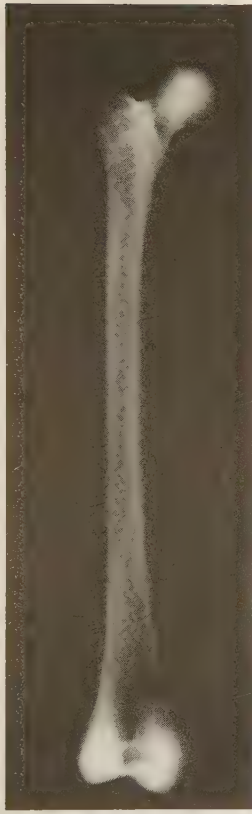
| Versuchs-<br>serie | Lfd. Nr.<br>Röntgen | Name: | Geschlecht: | Alter: | Diagnose :                                                                       |
|--------------------|---------------------|-------|-------------|--------|----------------------------------------------------------------------------------|
| A                  | 100 L               | K. G. | männlich    | 64 J.  | Diabetes, Herzinsuffizienz                                                       |
| B                  | 101 R               | S. M. | weiblich    | 66 J.  | Rechtsseitige Herzdilatation,<br>Lungenemphysem, pulmonale Hypertonie            |
| C                  | 102 L               | L. N. | männlich    | 18 J.  | Hämorrhagische Glomerulonephritis,<br>hochgradige Lungenparenchymblutung         |
| D                  | 103 R               | W. L. | weiblich    | 81 J.  | Pankreatitis, Ileus                                                              |
| E                  | 104 R               | H. J. | männlich    | 78 J.  | Herzdilatation bei hochgradiger allgemeiner<br>Arteriosklerose, Bronchopneumonie |
| F                  | 105 R               | L. R. | männlich    | 69 J.  | Herzinfarkt                                                                      |

## Angaben über die Herkunft der Präparate

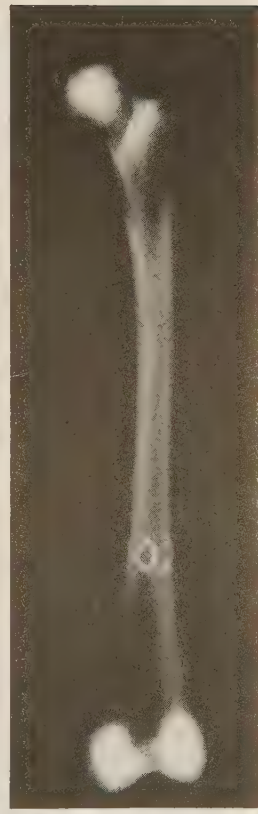
| Versuch- | Lfd. Nr.       | Name: | Geschlecht: | Alter: | Diagnose:                                             |
|----------|----------------|-------|-------------|--------|-------------------------------------------------------|
| G        | 108 R          | B. D. | weiblich    | 70 J.  | Latente Herzinsuffizienz, Apoplexie,<br>Lungenembolie |
| H        | 109 R          | M. E. | männlich    | 36 J.  | Herzinfarkt                                           |
| J und L  | 110 R<br>110 L | B. T. | männlich    | 33 J.  | Alkoholismus, Delirium                                |
| K und M  | 111 R<br>111 L | J. E. | männlich    | 63 J.  | Silikose, dekompensiertes cor pulmonale               |



A



B



C

Röntgenaufnahmen der für die Versuchsserien  
A bis C verwendeten Oberschenkelknochen



D

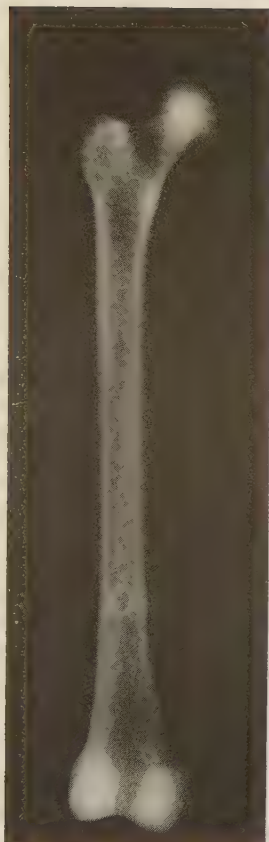


E

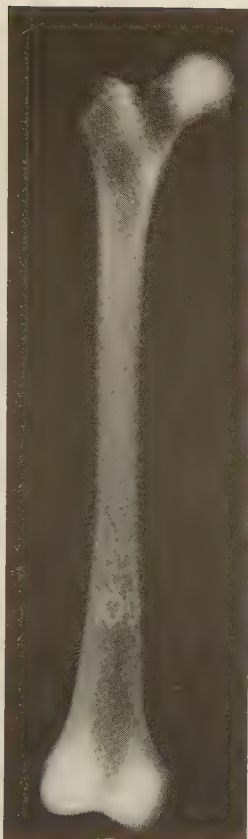


F

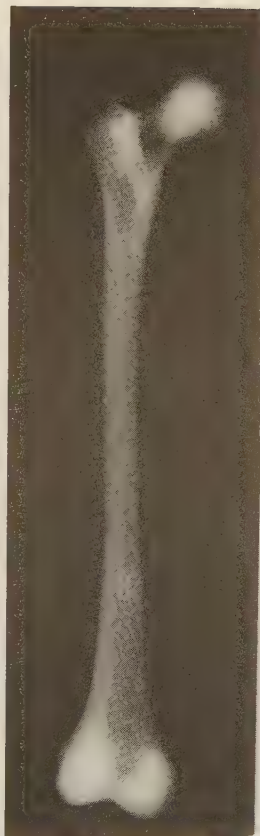
Röntgenaufnahmen der für die Versuchsserien  
D bis F verwendeten Oberschenkelknochen



G



H

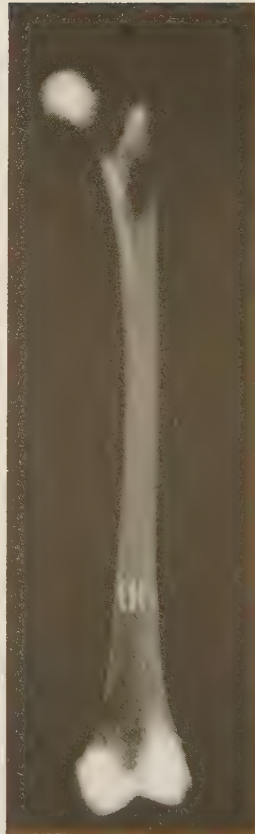


J

Röntgenaufnahmen der für die Versuchsserien  
G bis K verwendeten Oberschenkelknochen



K



L



M

Röntgenaufnahmen der für die Versuchsserien  
L bis N verwendeten Oberschenkelknochen

## VERSUCHSPROTOKOLL A

"Auszugsversuch"

Femur Nr. 100 L

| Lfd.<br>Nr. | Probe-<br>Nr. | P max<br>(kp) | $l_i$<br>(mm) | $U_i$<br>(mm) | $F_i$<br>(cm <sup>2</sup> ) | $\tau$<br>(kp/cm <sup>2</sup> ) |
|-------------|---------------|---------------|---------------|---------------|-----------------------------|---------------------------------|
| 1           | 1 - 1         | 100           | 6,7           | 58,5          | 3,92                        | 25,5                            |
| 2           | 1 - 2         | 56            | 8,0           | 56,0          | 4,49                        | 12,5                            |
| 3           | 1 - 3         | 140           | 11,9          | 55,5          | 6,6                         | 21,2                            |
| 4           | 2             | 281           | 27,0          | 52,5          | 14,18                       | 19,8                            |
| 5           | 3 - 1         | 164           | 13,4          | 52,5          | 7,04                        | 23,3                            |
| 6           | 3 - 2         | 154           | 13,2          | 50,5          | 6,66                        | 23,1                            |
| 7           | 4             | 427           | 29,0          | 50,5          | 14,65                       | 29,2                            |
| 8           | 5 - 1         | 76            | 6,2           | 54,0          | 3,35                        | 22,7                            |
| 9           | 5 - 2         | 70,5          | 8,5           | 51,0          | 4,34                        | 16,3                            |
| 10          | 5 - 3         | 177           | 12,8          | 54,0          | 6,91                        | 25,6                            |
| 11          | 6             | 247           | 28,7          | 60,0          | 17,22                       | 14,3                            |
| 12          | 7 - 1         | 56            | 9,7           | 62,0          | 6,01                        | 9,3                             |
| 13          | 7 - 2         | 46            | 17,6          | 68,5          | 12,05                       | 3,8                             |

VERSUCHSPROTOKOLL A

Querschnitte der Versuchspräparate

o = oberer Querschnitt

u = unterer Querschnitt



0 1 2 3 4 5 10 cm

VERSUCHSPROTOKOLL B

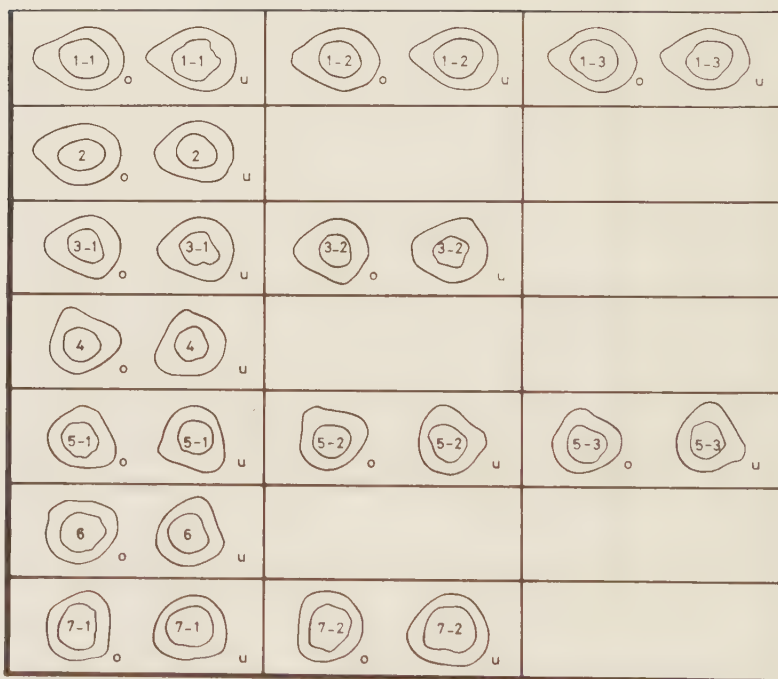
"Auszugsversuch"

Femur Nr. 101 R

| Lfd.<br>Nr. | Probe-<br>Nr. | P max<br>(kp) | $l_i$<br>(mm) | $U_i$<br>(mm) | $F_i$<br>(cm <sup>2</sup> ) | $\tau$<br>(kp/cm <sup>2</sup> ) |
|-------------|---------------|---------------|---------------|---------------|-----------------------------|---------------------------------|
| 14          | 1 - 1         | 77,0          | 6,2           | 50,5          | 3,13                        | 24,6                            |
| 15          | 1 - 2         | 78,0          | 8,2           | 40,5          | 3,32                        | 23,5                            |
| 16          | 1 - 3         | 129,5         | 12,2          | 46,0          | 5,61                        | 23,1                            |
| 17          | 2             | 320,0         | 29,8          | 43,5          | 12,96                       | 24,7                            |
| 18          | 3 - 1         | 187,0         | 13,6          | 41,0          | 5,58                        | 33,5                            |
| 19          | 3 - 2         | 101,5         | 14,5          | 36,5          | 5,29                        | 19,2                            |
| 20          | 4             | 402,0         | 28,7          | 38,0          | 10,91                       | 36,8                            |
| 21          | 5 - 1         | 46,0          | 6,2           | 38,0          | 2,36                        | 19,5                            |
| 22          | 5 - 2         | 63,5          | 8,6           | 37,0          | 3,18                        | 20,0                            |
| 23          | 5 - 3         | 83,0          | 10,8          | 39,5          | 4,27                        | 19,4                            |
| 24          | 6             | 426,0         | 27,5          | 45,5          | 12,51                       | 34,1                            |
| 25          | 7 - 1         | 147,0         | 10,2          | 49,0          | 5,00                        | 29,4                            |
| 26          | 7 - 2         | 179,0         | 18,2          | 52,5          | 9,56                        | 18,7                            |

VERSUCHSPROTOKOLL B

## Querschnitte der Versuchspräparate



0 1 2 3 4 5 10 cm

VERSUCHSPROTOKOLL C

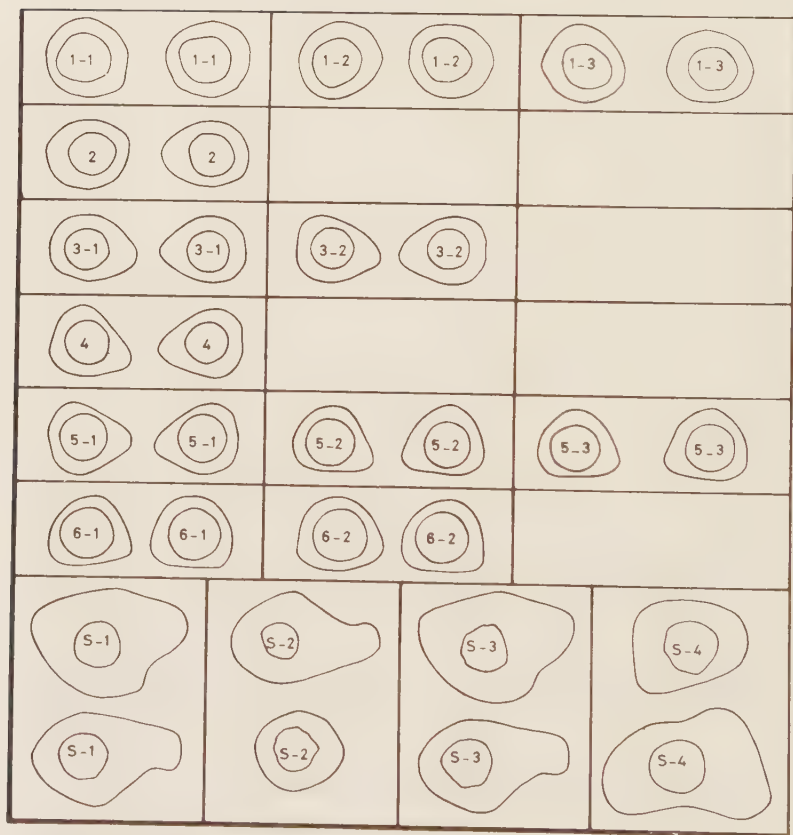
"Auszugsversuch"

Femur Nr. 102 L

| Lfd.<br>Nr. | Probe<br>Nr. | P max<br>(kp) | $l_i$<br>(mm) | $U_i$<br>(mm) | $F_i$<br>(cm <sup>2</sup> ) | $\tau$<br>(kp/cm <sup>2</sup> ) |
|-------------|--------------|---------------|---------------|---------------|-----------------------------|---------------------------------|
| 27          | S - 1        | 236,5         | 24,3          | 55,0          | 13,37                       | 17,7                            |
| 28          | S - 2        | 200,0         | 28,7          | 45,0          | 12,98                       | 15,5                            |
| 29          | 1 - 1        | 168,0         | 7,6           | 54,5          | 4,14                        | 40,6                            |
| 30          | 1 - 2        | 21,4          | 9,5           | 53,5          | 5,08                        | 4,2                             |
| 31          | 1 - 3        | 46,5          | 11,9          | 53,0          | 6,31                        | 7,4                             |
| 32          | 2            | 118,0         | 35,7          | 49,5          | 1,63                        | 72,4                            |
| 33          | 3 - 1        | 168,3         | 15,8          | 46,0          | 7,27                        | 23,1                            |
| 34          | 3 - 2        | 36,5          | 15,9          | 46,5          | 7,39                        | 4,9                             |
| 35          | 4            | 145,0         | 30,0          | 47,5          | 14,25                       | 10,2                            |
| 36          | 5 - 1        | 28,4          | 8,0           | 58,1          | 4,65                        | 6,1                             |
| 37          | 5 - 2        | 27,5          | 9,5           | 55,0          | 5,23                        | 5,3                             |
| 38          | 5 - 3        | 59,4          | 11,9          | 55,0          | 6,55                        | 9,1                             |
| 39          | 6 - 1        | 104,4         | 14,0          | 61,2          | 8,57                        | 12,2                            |
| 40          | 6 - 2        | 64,0          | 15,5          | 61,2          | 9,49                        | 6,7                             |
| 41          | S - 3        | 149,3         | 33,3          | 58,1          | 19,35                       | 7,7                             |
| 42          | S - 4        | 130,5         | 24,5          | 61,3          | 15,02                       | 8,7                             |

VERSUCHSPROTOKOLL C

Querschnitte der Versuchspräparate



0 1 2 3 4 5 10 cm

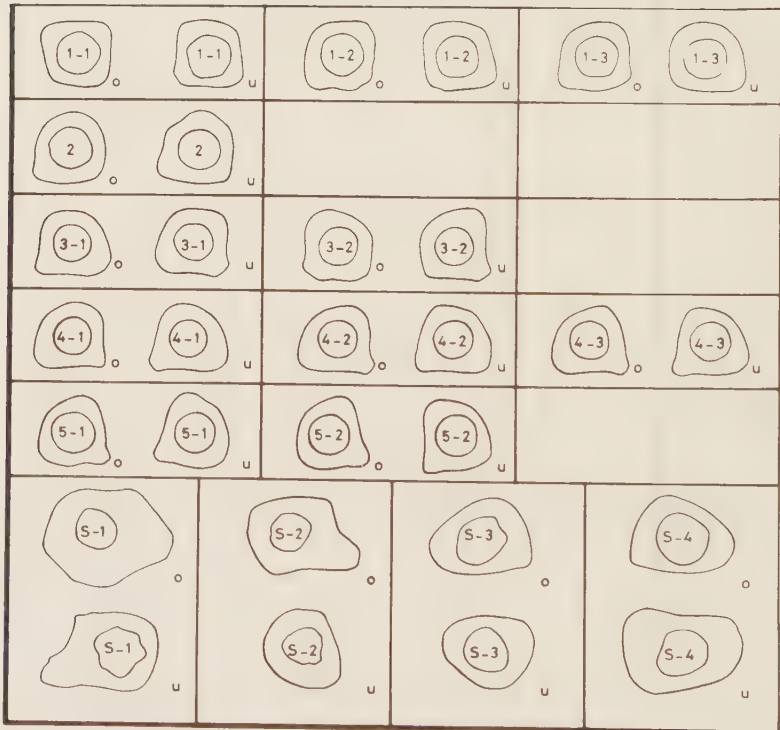
## VERSUCHSPROTOKOLL D

"Auszugsversuch" a Femur Nr. 103 R

| Lfd.<br>Nr. | Probe-<br>Nr. | P max<br>(kp) | $l_1$<br>(mm) | $U_i$<br>(mm) | $F_i$<br>(cm <sup>2</sup> ) | $\tau$<br>(kp/cm <sup>2</sup> ) |
|-------------|---------------|---------------|---------------|---------------|-----------------------------|---------------------------------|
| 43          | S - 1         | 108,2         | 22,5          | 48,0          | 10,8                        | 10,0                            |
| 44          | S - 2         | 187,3         | 19,0          | 45,5          | 8,65                        | 21,7                            |
| 45          | 1 - 1         | 60,2          | 7,7           | 48,6          | 3,74                        | 16,1                            |
| 46          | 1 - 2         | 100,6         | 10,5          | 48,6          | 5,1                         | 19,7                            |
| 47          | 1 - 3         | 87,4          | 13,4          | 48,6          | 6,51                        | 13,4                            |
| 48          | 2             | 234,7         | 25,4          | 48,6          | 12,34                       | 19,0                            |
| 49          | 3 - 1         | 47,8          | 15,4          | 44,1          | 6,8                         | 7,0                             |
| 50          | 3 - 2         | 29,0          | 14,7          | 43,95         | 6,46                        | 4,5                             |
| 51          | 4 - 1         | 24,2          | 7,9           | 44,1          | 3,48                        | 7,0                             |
| 52          | 4 - 2         | 32,7          | 8,7           | 44,1          | 3,84                        | 8,5                             |
| 53          | 4 - 3         | 111,7         | 13,2          | 45,6          | 6,02                        | 18,6                            |
| 54          | 5 - 1         | 80,5          | 14,0          | 47,1          | 6,59                        | 12,2                            |
| 55          | 5 - 2         | 76,6          | 14,8          | 47,1          | 6,97                        | 11,0                            |
| 56          | S - 3         | 42,3          | 21,9          | 54,0          | 11,83                       | 3,6                             |
| 57          | S - 4         | 92,0          | 21,7          | 58,5          | 12,69                       | 7,2                             |

VERSUCHSPROTOKOLL D

Querschnitte der Versuchspräparate



0 1 2 3 4 5 10 cm

## VERSUCHSPROTOKOLL E

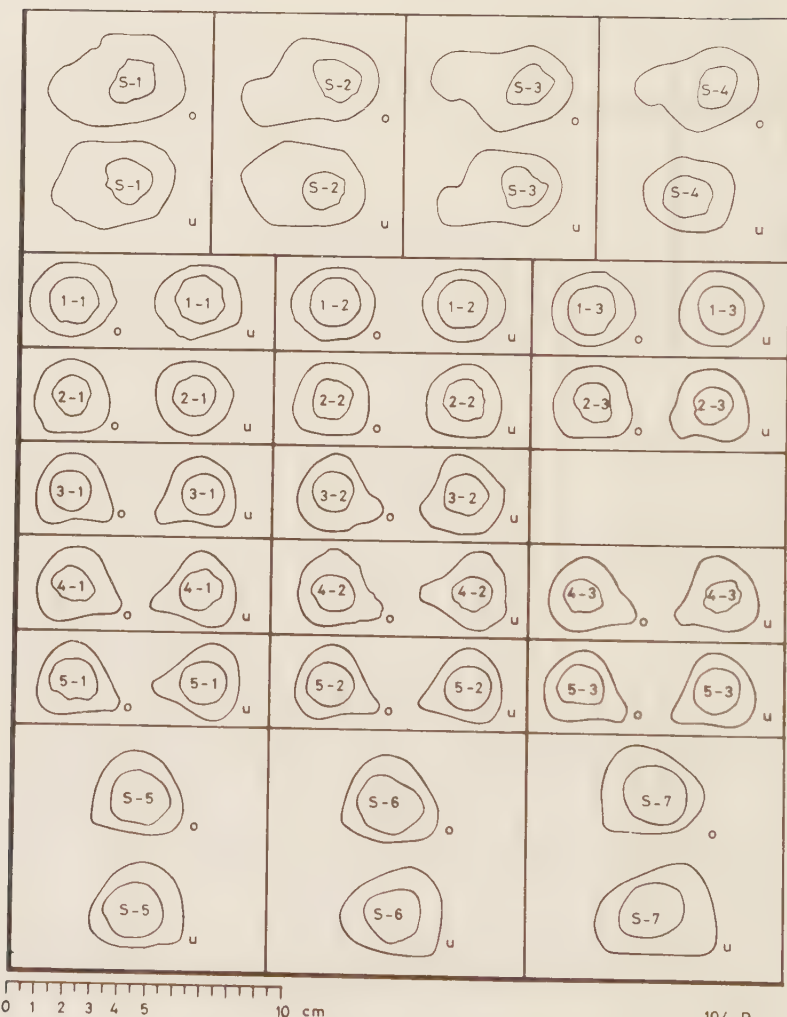
"Auszugsversuch"

Femur Nr. 104 R

| Lfd.<br>Nr. | Probe-<br>Nr. | P max<br>(kp) | $l_i$<br>(mm) | $U_i$<br>(mm) | $F_i$<br>(cm <sup>2</sup> ) | $\tau$<br>(kp/cm <sup>2</sup> ) |
|-------------|---------------|---------------|---------------|---------------|-----------------------------|---------------------------------|
| 58          | S - 1         | 46,6          | 9,5           | 50,5          | 4,79                        | 9,7                             |
| 59          | S - 2         | 35,4          | 11,3          | 44,5          | 5,03                        | 7,0                             |
| 60          | S - 3         | 8,7           | 6,0           | 46,5          | 2,79                        | 3,1                             |
| 61          | S - 4         | 58,8          | 12,5          | 47,5          | 5,94                        | 9,9                             |
| 62          | 1 - 1         | 4,8           | 6,0           | 56,5          | 3,39                        | 1,4                             |
| 63          | 1 - 2         | 8,5           | 8,2           | 56,5          | 4,63                        | 1,8                             |
| 64          | 1 - 3         | 9,3           | 11,0          | 56,0          | 6,16                        | 1,5                             |
| 65          | 2 - 1         | 79,8          | 7,3           | 45,0          | 3,29                        | 24,3                            |
| 66          | 2 - 2         | 114,3         | 8,1           | 46,5          | 3,77                        | 30,3                            |
| 67          | 2 - 3         | 92,1          | 11,5          | 43,5          | 5,0                         | 18,4                            |
| 68          | 3 - 1         | 64,2          | 13,0          | 46,0          | 5,98                        | 10,7                            |
| 69          | 3 - 2         | 85,3          | 11,8          | 47,0          | 5,55                        | 15,4                            |
| 70          | 4 - 1         | 159,6         | 10,2          | 44,5          | 4,54                        | 35,2                            |
| 71          | 4 - 2         | 74,0          | 9,9           | 42,5          | 4,21                        | 17,6                            |
| 72          | 4 - 3         | 42,6          | 9,8           | 43,0          | 4,21                        | 10,1                            |
| 73          | 5 - 1         | 25,3          | 10,2          | 50,5          | 5,15                        | 4,9                             |
| 74          | 5 - 2         | 5,2           | 9,7           | 50,5          | 4,9                         | 1,1                             |
| 75          | 5 - 3         | 65,5          | 9,3           | 51,0          | 4,74                        | 13,8                            |
| 76          | S - 5         | 6,0           | 7,5           | 63,5          | 4,76                        | 1,3                             |
| 77          | S - 6         | 22,2          | 12,7          | 62,0          | 7,87                        | 2,8                             |
| 78          | S - 7         | 57,8          | 17,9          | 67,5          | 12,1                        | 4,8                             |

## VERSUCHSPROTOKOLL E

## Querschnitte der Versuchspräparate



## VERSUCHSPROTOKOLL F

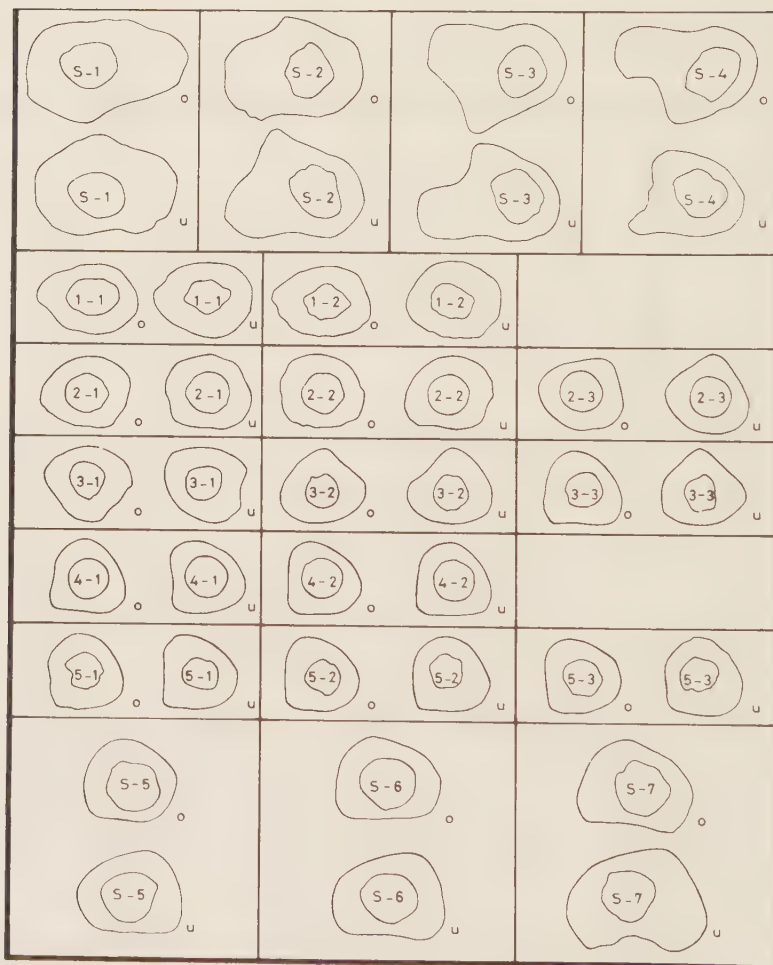
"Auszugsversuch"

Femur Nr. 105 R

| Lfd.<br>Nr. | Probe-<br>Nr. | P max<br>(kp) | $l_i$<br>(mm) | $U_i$<br>(mm) | $F_i$<br>(cm <sup>2</sup> ) | $\tau$<br>(kp/cm <sup>2</sup> ) |
|-------------|---------------|---------------|---------------|---------------|-----------------------------|---------------------------------|
| 79          | S - 1         | 47,4          | 6,5           | 59,0          | 3,84                        | 12,3                            |
| 80          | S - 2         | 71,3          | 11,2          | 57,5          | 6,44                        | 11,1                            |
| 81          | S - 3         | 46,3          | 9,0           | 57,5          | 5,17                        | 9,0                             |
| 82          | S - 4         | 52,4          | 10,0          | 58,5          | 5,85                        | 9,0                             |
| 83          | 1 - 1         | 187,7         | 15,0          | 49,5          | 7,43                        | 25,3                            |
| 84          | 1 - 2         | 107,5         | 14,9          | 43,5          | 6,48                        | 16,6                            |
| 85          | 2 - 1         | 24,2          | 5,8           | 46,5          | 2,69                        | 9,0                             |
| 86          | 2 - 2         | 3,2           | 8,5           | 45,5          | 3,86                        | 0,8                             |
| 87          | 2 - 3         | 26,5          | 10,0          | 46,5          | 4,65                        | 5,7                             |
| 88          | 3 - 1         | 130,5         | 6,7           | 39,0          | 2,61                        | 50,0                            |
| 89          | 3 - 2         | 101,0         | 8,5           | 38,5          | 3,27                        | 30,9                            |
| 90          | 3 - 3         | 127,0         | 12,0          | 38,0          | 4,56                        | 27,9                            |
| 91          | 4 - 1         | 62,5          | 14,0          | 45,5          | 6,37                        | 9,8                             |
| 92          | 4 - 2         | 45,6          | 14,0          | 45,0          | 6,3                         | 7,2                             |
| 93          | 5 - 1         | 60,0          | 10,0          | 39,0          | 3,9                         | 15,4                            |
| 94          | 5 - 2         | 39,1          | 10,0          | 38,0          | 3,8                         | 10,3                            |
| 95          | 5 - 3         | 70,2          | 10,8          | 40,5          | 4,37                        | 16,1                            |
| 96          | S - 5         | 67,0          | 12,0          | 59,5          | 7,14                        | 9,4                             |
| 97          | S - 6         | 12,0          | 5,0           | 60,5          | 3,03                        | 4,0                             |
| 98          | S - 7         | 41,8          | 11,0          | 59,0          | 6,49                        | 6,4                             |

VERSUCHSPROTOKOLL F

Querschnitte der Versuchspräparate



0 1 2 3 4 5 10 cm

105 R

VERSUCHSPROTOKOLL G

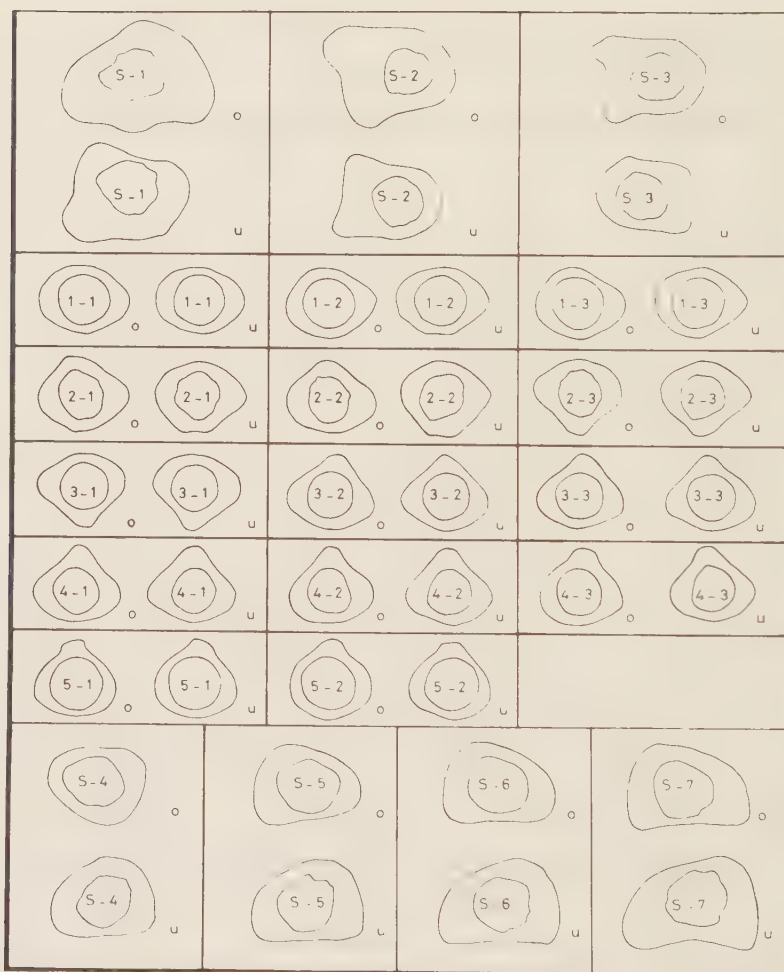
"Auszugsversuch"

Femur Nr. 108 R

| Lfd.<br>Nr. | Probe-<br>Nr. | P max<br>(kp) | $l_i$<br>(mm) | $U_i$<br>(mm) | $F_i$<br>(cm <sup>2</sup> ) | $\tau$<br>(kp/cm <sup>2</sup> ) |
|-------------|---------------|---------------|---------------|---------------|-----------------------------|---------------------------------|
| 99          | S - 1         | 32,0          | 14,0          | 68,0          | 9,52                        | 3,4                             |
| 100         | S - 2         | 73,5          | 11,0          | 56,5          | 6,22                        | 11,8                            |
| 101         | S - 3         | 23,0          | 7,8           | 57,5          | 4,49                        | 5,1                             |
| 102         | 1 - 1         | 27,5          | 10,7          | 59,5          | 6,37                        | 4,3                             |
| 103         | 1 - 2         | 28,5          | 10,4          | 58,5          | 6,08                        | 4,7                             |
| 104         | 1 - 3         | 10,5          | 10,0          | 59,5          | 5,95                        | 1,8                             |
| 105         | 2 - 1         | 92,0          | 10,3          | 53,0          | 5,46                        | 16,8                            |
| 106         | 2 - 2         | 52,0          | 10,5          | 51,5          | 5,41                        | 9,6                             |
| 107         | 2 - 3         | 66,0          | 10,9          | 50,0          | 5,45                        | 12,1                            |
| 108         | 3 - 1         | 25,0          | 7,3           | 54,5          | 3,98                        | 6,3                             |
| 109         | 3 - 2         | 11,0          | 9,0           | 54,5          | 4,91                        | 2,2                             |
| 110         | 3 - 3         | 13,0          | 11,8          | 54,0          | 6,37                        | 2,0                             |
| 111         | 4 - 1         | 54,0          | 6,8           | 50,5          | 3,43                        | 15,7                            |
| 112         | 4 - 2         | 26,5          | 8,6           | 52,5          | 4,52                        | 5,9                             |
| 113         | 4 - 3         | 43,0          | 11,8          | 52,0          | 6,14                        | 7,0                             |
| 114         | 5 - 1         | 56,0          | 14,3          | 60,5          | 8,65                        | 6,5                             |
| 115         | 5 - 2         | 57,0          | 14,0          | 61,5          | 8,61                        | 6,6                             |
| 116         | S - 4         | 15,5          | 8,0           | 62,5          | 5,0                         | 3,1                             |
| 117         | S - 5         | 10,0          | 13,0          | 66,5          | 8,65                        | 1,2                             |
| 118         | S - 6         | 10,5          | 5,9           | 66,0          | 3,89                        | 2,7                             |
| 119         | S - 7         | 10,5          | 9,0           | 68,0          | 6,12                        | 1,7                             |

VERSUCHSPROTOKOLL G

Querschnitte der Versuchspräparate



0 1 2 3 4 5 10 cm

108 R

## VERSUCHSPROTOKOLL H

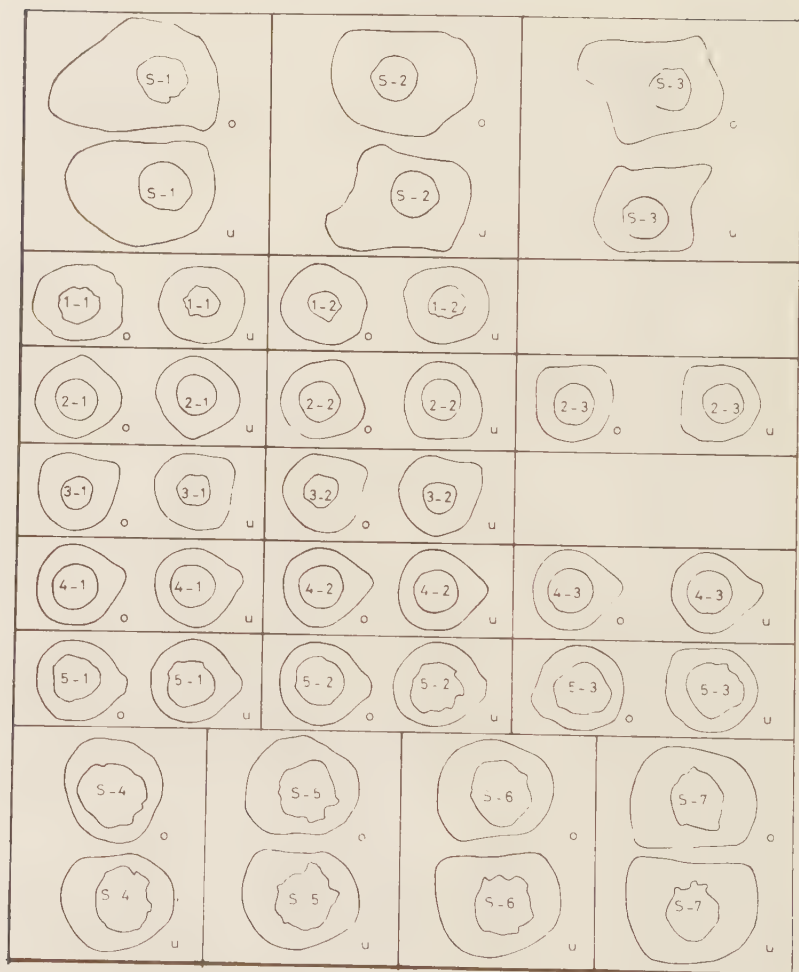
"Auszugsversuch"

Femur Nr. 109 R

| Lfd. Nr. | Probe-Nr. | P max (kp) | $l_i$ (mm) | $U_i$ (mm) | $F_i$ (cm <sup>2</sup> ) | $\tau$ (kp/cm <sup>2</sup> ) |
|----------|-----------|------------|------------|------------|--------------------------|------------------------------|
| 120      | S - 1     | 38,5       | 5,0        | 54,0       | 2,7                      | 14,3                         |
| 121      | S - 2     | 49,0       | 12,0       | 50,5       | 6,06                     | 8,1                          |
| 122      | S - 3     | 97,5       | 16,4       | 47,0       | 7,7                      | 12,7                         |
| 123      | 1 - 1     | 173,5      | 14,8       | 41,5       | 6,14                     | 28,3                         |
| 124      | 1 - 2     | 146,5      | 14,9       | 38,0       | 5,66                     | 25,9                         |
| 125      | 2 - 1     | 5,0        | 10,8       | 45,5       | 4,91                     | 1,0                          |
| 126      | 2 - 2     | 5,5        | 11,0       | 46,5       | 5,12                     | 1,1                          |
| 127      | 2 - 3     | 8,0        | 10,5       | 47,5       | 4,98                     | 1,6                          |
| 128      | 3 - 1     | 149,0      | 13,7       | 36,5       | 5,0                      | 29,8                         |
| 129      | 3 - 2     | 152,0      | 13,9       | 38,5       | 5,35                     | 28,4                         |
| 130      | 4 - 1     | 10,5       | 7,4        | 52,0       | 3,85                     | 2,7                          |
| 131      | 4 - 2     | 24,5       | 10,0       | 51,5       | 5,15                     | 4,8                          |
| 132      | 4 - 3     | 35,0       | 12,0       | 51,0       | 6,12                     | 5,7                          |
| 133      | 5 - 1     | 25,0       | 6,0        | 54,5       | 3,27                     | 7,6                          |
| 134      | 5 - 2     | 28,5       | 9,0        | 57,5       | 5,18                     | 5,5                          |
| 135      | 5 - 3     | 36,0       | 12,0       | 61,0       | 7,32                     | 4,9                          |
| 136      | S - 4     | 9,0        | 10,8       | 69,0       | 7,45                     | 1,2                          |
| 137      | S - 5     | 16,0       | 9,6        | 65,0       | 6,24                     | 2,6                          |
| 138      | S - 6     | 23,5       | 13,9       | 65,0       | 9,04                     | 2,6                          |
| 139      | S - 7     | 17,0       | 5,7        | 60,5       | 3,45                     | 4,9                          |

VERSUCHSPROTOKOLL H

Querschnitte der Versuchspräparate



0 1 2 3 4 5 10 cm

## VERSUCHSPROTOKOLL J

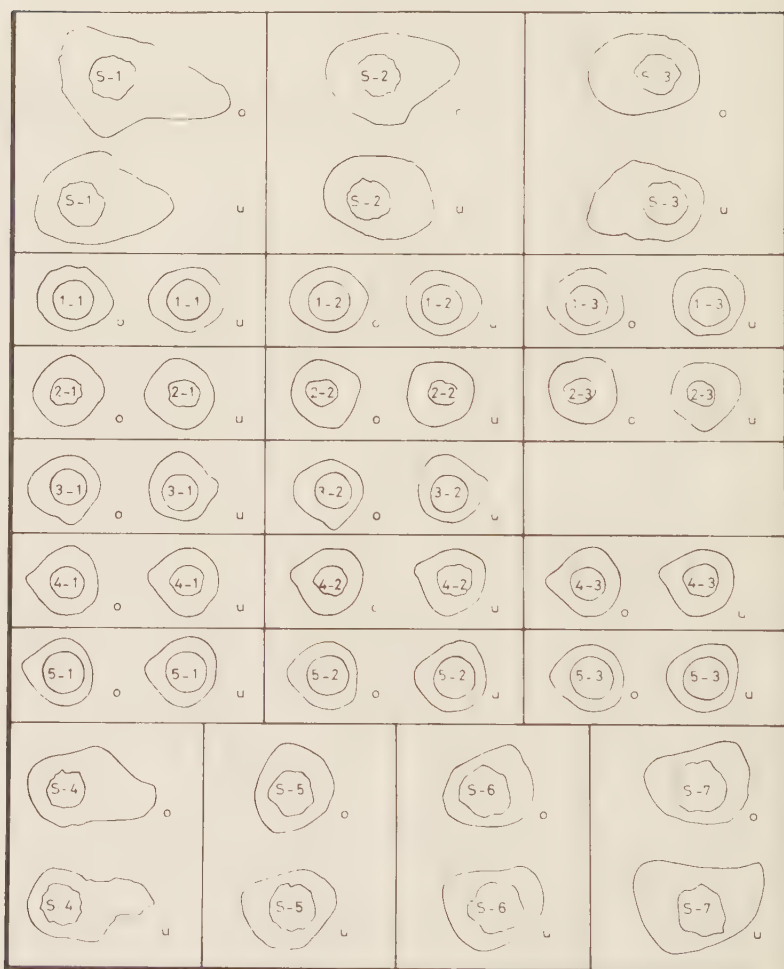
"Auszugsversuch"

Femur Nr. 110 R

| Lfd.<br>Nr. | Probe-<br>Nr. | P max<br>(kp) | $l_i$<br>(mm) | $U_i$<br>(mm) | $F_i$<br>(cm <sup>2</sup> ) | $\tau$<br>(kp/cm <sup>2</sup> ) |
|-------------|---------------|---------------|---------------|---------------|-----------------------------|---------------------------------|
| 140         | S - 1         | 23,3          | 9,2           | 50,5          | 4,65                        | 5,0                             |
| 141         | S - 2         | 34,2          | 9,0           | 47,5          | 4,28                        | 8,0                             |
| 142         | S - 3         | 31,0          | 6,4           | 47,0          | 3,01                        | 10,3                            |
| 143         | S - 4         | 48,5          | 11,5          | 43,0          | 4,95                        | 9,8                             |
| 144         | 1 - 1         | 11,0          | 7,0           | 47,0          | 3,29                        | 3,3                             |
| 145         | 1 - 2         | 4,0           | 8,7           | 46,0          | 4,0                         | 1,0                             |
| 146         | 1 - 3         | 40,6          | 12,2          | 47,0          | 5,73                        | 7,1                             |
| 147         | 2 - 1         | 119,3         | 6,0           | 34,5          | 2,07                        | 57,6                            |
| 148         | 2 - 2         | 98,5          | 7,9           | 31,5          | 2,49                        | 39,6                            |
| 149         | 2 - 3         | 150,4         | 12,3          | 30,5          | 3,75                        | 40,1                            |
| 150         | 3 - 1         | 7,0           | 11,6          | 40,5          | 4,69                        | 1,5                             |
| 151         | 3 - 2         | 29,7          | 11,6          | 42,5          | 4,93                        | 6,0                             |
| 152         | 4 - 1         | 176,6         | 10,0          | 35,5          | 3,55                        | 49,7                            |
| 153         | 4 - 2         | 125,0         | 10,0          | 36,0          | 3,6                         | 34,7                            |
| 154         | 4 - 3         | 69,4          | 10,0          | 37,5          | 3,75                        | 18,5                            |
| 155         | 5 - 1         | 41,0          | 9,6           | 47,0          | 4,51                        | 9,1                             |
| 156         | 5 - 2         | 26,6          | 9,0           | 47,5          | 4,28                        | 6,2                             |
| 157         | 5 - 3         | 37,8          | 8,7           | 49,5          | 4,31                        | 8,8                             |
| 158         | S - 5         | 28,3          | 6,5           | 50,5          | 3,28                        | 8,6                             |
| 159         | S - 6         | 62,2          | 12,5          | 56,0          | 7,0                         | 8,9                             |
| 160         | S - 7         | 36,5          | 19,0          | 54,5          | 10,36                       | 3,5                             |

VERSUCHSPROTOKOLL J

Querschnitte der Versuchspräparate



0 1 2 3 4 5 10 cm

110 R

## VERSUCHSPROTOKOLL K

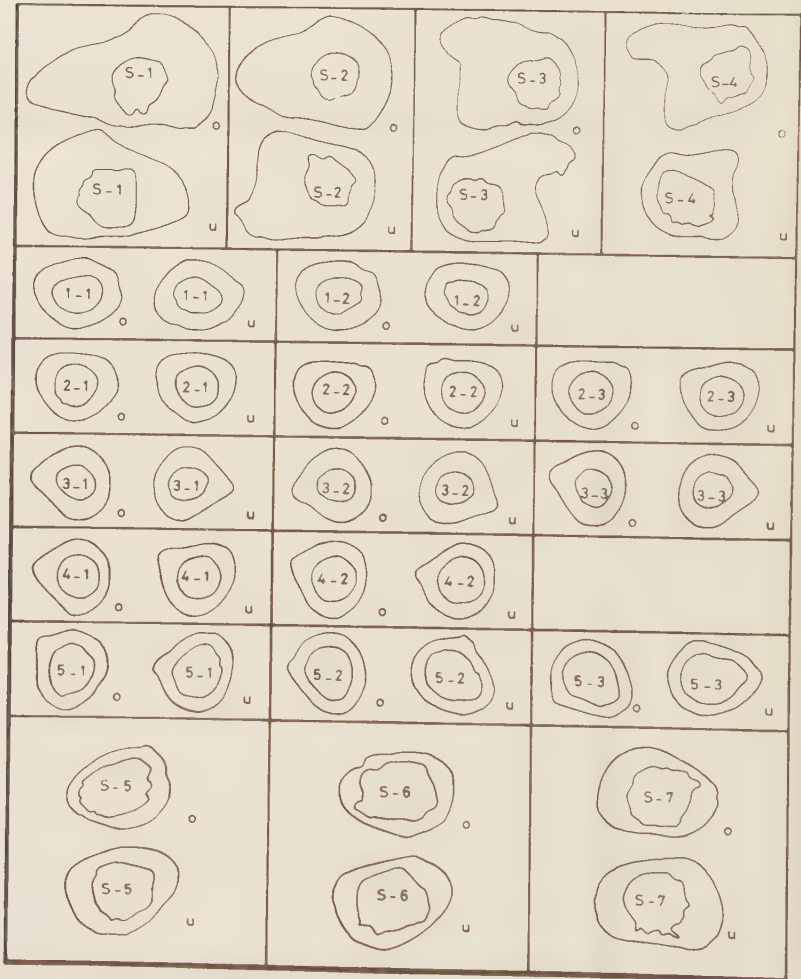
"Auszugsversuch"

Femur Nr. 111 R

| Lfd.<br>Nr. | Probe-<br>Nr. | P max<br>(kp) | $l_i$<br>(mm) | $U_i$<br>(mm) | $F_i$<br>(cm <sup>2</sup> ) | $\tau$<br>(kp/cm <sup>2</sup> ) |
|-------------|---------------|---------------|---------------|---------------|-----------------------------|---------------------------------|
| 161         | S - 1         | 36,0          | 5,7           | 70,0          | 3,99                        | 9,0                             |
| 162         | S - 2         | 45,8          | 11,7          | 56,5          | 6,61                        | 6,9                             |
| 163         | S - 3         | 30,5          | 9,3           | 63,5          | 5,9                         | 5,2                             |
| 164         | S - 4         | 32,5          | 10,6          | 65,0          | 6,89                        | 4,7                             |
| 165         | 1 - 1         | 64,5          | 15,0          | 52,0          | 7,8                         | 8,3                             |
| 166         | 1 - 2         | 155,5         | 14,0          | 48,0          | 6,72                        | 23,1                            |
| 167         | 2 - 1         | 35,7          | 6,3           | 51,0          | 3,21                        | 11,1                            |
| 168         | 2 - 2         | 8,2           | 7,5           | 49,5          | 3,71                        | 2,2                             |
| 169         | 2 - 3         | 17,2          | 12,0          | 50,0          | 6,0                         | 2,9                             |
| 170         | 3 - 1         | 104,3         | 6,5           | 42,5          | 2,76                        | 37,8                            |
| 171         | 3 - 2         | 129,7         | 8,6           | 42,5          | 3,66                        | 35,1                            |
| 172         | 3 - 3         | 238,0         | 12,0          | 43,5          | 5,22                        | 45,6                            |
| 173         | 4 - 1         | 103,2         | 14,0          | 51,5          | 7,21                        | 14,3                            |
| 174         | 4 - 2         | 130,0         | 15,0          | 53,5          | 8,03                        | 16,2                            |
| 175         | 5 - 1         | 185,6         | 10,0          | 58,0          | 5,8                         | 32,0                            |
| 176         | 5 - 2         | 131,2         | 10,0          | 62,0          | 6,2                         | 21,2                            |
| 177         | 5 - 3         | 114,0         | 9,7           | 66,5          | 6,45                        | 17,7                            |
| 178         | S - 5         | 51,5          | 19,0          | 75,0          | 14,25                       | 3,6                             |
| 179         | S - 6         | 11,5          | 11,5          | 83,0          | 5,64                        | 2,0                             |
| 180         | S - 7         | 21,7          | 12,5          | 76,0          | 9,5                         | 2,3                             |

## VERSUCHSPROTOKOLL K

Querschnitte der Versuchspräparate



0 1 2 3 4 5 10 cm

## VERSUCHSPROTOKOLL L

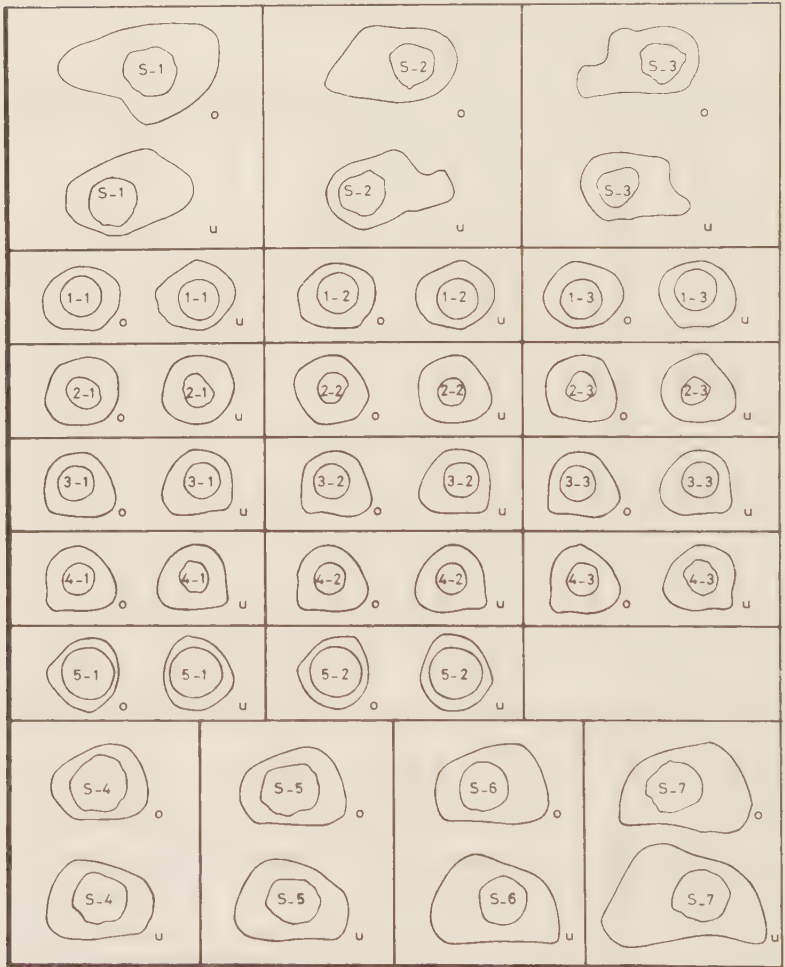
"Auszugsversuch"

Femur Nr. 110 L

| Lfd.<br>Nr. | Probe-<br>Nr. | P max<br>(kp) | $l_i$<br>(mm) | $U_i$<br>(mm) | $F_i$<br>(cm <sup>2</sup> ) | $\tau$<br>(kp/cm <sup>2</sup> ) |
|-------------|---------------|---------------|---------------|---------------|-----------------------------|---------------------------------|
| 181         | S - 1         | 87,0          | 18,5          | 55,0          | 10,17                       | 8,6                             |
| 182         | S - 2         | 88,0          | 12,3          | 49,0          | 6,03                        | 14,6                            |
| 183         | S - 3         | 33,3          | 6,3           | 44,5          | 2,8                         | 11,9                            |
| 184         | 1 - 1         | 3,0           | 10,0          | 47,0          | 4,7                         | 0,6                             |
| 185         | 1 - 2         | 5,5           | 10,2          | 46,5          | 4,74                        | 1,2                             |
| 186         | 1 - 3         | 0,5           | 11,0          | 47,0          | 5,17                        | 0,1                             |
| 187         | 2 - 1         | 190,0         | 9,8           | 35,0          | 3,43                        | 55,4                            |
| 188         | 2 - 2         | 131,0         | 9,7           | 32,5          | 3,15                        | 41,6                            |
| 189         | 2 - 3         | 211,0         | 10,3          | 30,5          | 3,14                        | 67,2                            |
| 190         | 3 - 1         | 0,5           | 6,3           | 40,5          | 2,55                        | 0,2                             |
| 191         | 3 - 2         | 4,0           | 8,5           | 41,0          | 3,49                        | 1,1                             |
| 192         | 3 - 3         | 7,0           | 12,0          | 40,0          | 4,8                         | 1,5                             |
| 193         | 4 - 1         | 92,0          | 6,3           | 34,0          | 2,14                        | 43,0                            |
| 194         | 4 - 2         | 113,0         | 8,4           | 35,5          | 2,98                        | 37,9                            |
| 195         | 4 - 3         | 160,0         | 11,9          | 37,5          | 4,46                        | 35,9                            |
| 196         | 5 - 1         | 5,5           | 15,4          | 59,5          | 9,16                        | 0,6                             |
| 197         | 5 - 2         | 5,5           | 14,2          | 60,0          | 8,52                        | 0,6                             |
| 198         | S - 4         | 100,0         | 12,2          | 60,0          | 7,32                        | 13,7                            |
| 199         | S - 5         | 16,5          | 6,0           | 58,5          | 3,51                        | 4,7                             |
| 200         | S - 6         | 35,5          | 9,0           | 53,5          | 4,82                        | 7,4                             |
| 201         | S - 7         | 51,0          | 8,7           | 58,5          | 5,09                        | 10,0                            |

VERSUCHSPROTOKOLL L

Querschnitte der Versuchspräparate



0 1 2 3 4 5 10 cm

110 L

VERSUCHSPROTOKOLL M

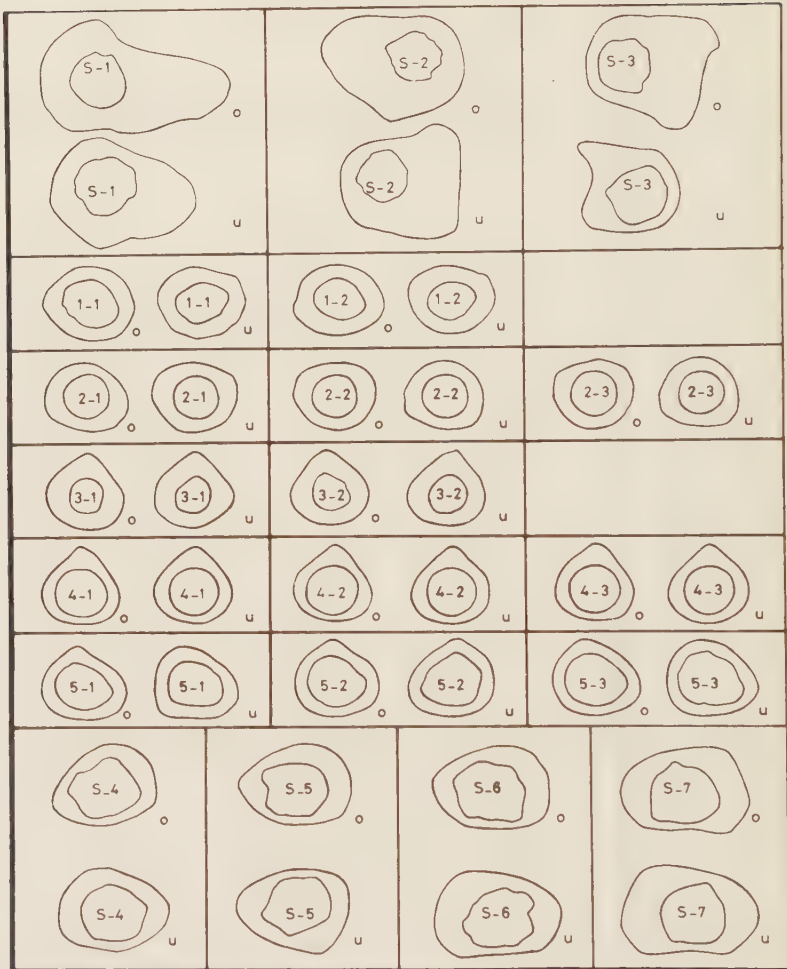
"Auszugsversuch"

Femur Nr. 111 L

| Lfd.<br>Nr. | Probe-<br>Nr. | P max<br>(kp) | $l_i$<br>(mm) | $U_i$<br>(mm) | $F_i$<br>(cm <sup>2</sup> ) | $\tau$<br>(kp/cm <sup>2</sup> ) |
|-------------|---------------|---------------|---------------|---------------|-----------------------------|---------------------------------|
| 202         | S - 1         | 37,5          | 12,8          | 65,5          | 8,38                        | 4,5                             |
| 203         | S - 2         | 25,7          | 6,5           | 58,0          | 3,77                        | 6,8                             |
| 204         | S - 3         | 66,0          | 18,5          | 65,5          | 12,12                       | 5,4                             |
| 205         | 1 - 1         | 77,0          | 14,6          | 55,0          | 8,03                        | 9,6                             |
| 206         | 1 - 2         | 50,7          | 15,0          | 49,0          | 7,43                        | 6,8                             |
| 207         | 2 - 1         | 6,3           | 10,2          | 51,5          | 5,25                        | 1,2                             |
| 208         | 2 - 2         | 49,5          | 10,3          | 51,5          | 5,3                         | 9,3                             |
| 209         | 2 - 3         | 51,0          | 11,0          | 51,0          | 5,61                        | 0,6                             |
| 210         | 3 - 1         | 374,0         | 15,6          | 40,0          | 6,24                        | 59,9                            |
| 211         | 3 - 2         | 201,0         | 15,3          | 42,5          | 6,5                         | 30,9                            |
| 212         | 4 - 1         | 0,5           | 6,8           | 57,0          | 3,88                        | 0,1                             |
| 213         | 4 - 2         | 4,3           | 9,0           | 57,0          | 5,13                        | 0,8                             |
| 214         | 4 - 3         | 10,0          | 12,0          | 58,5          | 7,02                        | 1,4                             |
| 215         | 5 - 1         | 100,0         | 6,3           | 58,5          | 3,69                        | 27,1                            |
| 216         | 5 - 2         | 109,5         | 8,7           | 62,5          | 5,44                        | 20,1                            |
| 217         | 5 - 3         | 153,0         | 11,7          | 69,0          | 8,07                        | 19,0                            |
| 218         | S - 4         | 4,7           | 9,6           | 72,0          | 6,91                        | 0,7                             |
| 219         | S - 5         | 10,8          | 10,3          | 71,5          | 7,36                        | 1,5                             |
| 220         | S - 6         | 14,7          | 12,5          | 77,0          | 9,63                        | 1,5                             |
| 221         | S - 7         | 17,3          | 6,8           | 74,5          | 5,07                        | 3,4                             |

VERSUCHSPROTOKOLL M

Querschnitte der Versuchspräparate



0 1 2 3 4 5 10 cm

# Dichtebestimmung am menschlichen Femur

An einem menschlichen Femur wurde in 3 verschiedenen Höhenlagen (oberes, mittleres und unteres Drittel) und jeweils in 4 Quadranten (dorsal, medial, lateral und ventral) eine Dichtebestimmung durchgeführt.

## Versuchsbedingungen:

Lagerung der Probekörper in Lösung bis zur Dichtemessung: Dauer 6 Tage

Lagerungsflüssigkeit: Physiologische Kochsalzlösung

Temperatur: 20° C

Messung der Dichte bei 20° C

Verfahren zur Dichtebestimmung: Auftriebsverfahren

Prüfflüssigkeit: Kochsalzlösung

$$\text{mit } \rho = 1,007 \text{ g/cm}^3$$

Messung des Gewichtes eines Probekörpers: etwa 3 min nach Entnahme aus Lagerungsbehälter

## Ergebnis: Dichte in g/cm<sup>3</sup>

| Bezeichnung der Probekörper | Höhenlokalisation am Femur |                   |                 |
|-----------------------------|----------------------------|-------------------|-----------------|
|                             | Oberes Drittel             | Mittleres Drittel | Unteres Drittel |
| dorsal                      | 1,522                      | 1,802             | 1,720           |
| medial                      | 1,686                      | 1,955             | 1,649           |
| lateral                     | 1,716                      | 1,883             | 1,527           |
| ventral                     | 1,723                      | 1,849             | 1,498           |

Dritte Dezimalstelle gerundet.





